

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY  
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

**Ing. Pavel Hanák**

**SYSTÉMY PRO GENEROVÁNÍ IMPULSNÍHO  
MAGNETICKÉHO VEKTOROVÉHO POTENCIÁLU**

**SYSTEMS FOR GENERATION OF PULSE MAGNETIC VECTOR  
POTENTIAL**

*ZKRÁCENÁ VERZE PH.D. THESIS*

Obor:	Teleinformatika
Školitel:	Prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.
Oponenti:	Prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc. Prof. Ing. Florián Makáň, Ph.D.
Datum obhajoby:	IV.2012

## **Klíčová slova**

magnetický vektorový potenciál, toroidní cívka, elektromagnetické stínění, biologické účinky, proudový pulsní generátor

## **Keywords**

magnetic vector potential, toroidal coil, electromagnetic shielding, biological effects, current pulse generator

Disertační práce je k dispozici na Vědeckém oddělení děkanátu FEKT VUT v Brně, Údolní 53, Brno, 602 00

# Obsah

<b>1</b>	<b>CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE.....</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU PROBLEMATIKY .....</b>	<b>4</b>
2.1	Účinky polí toroidních cívek na biologické vzorky.....	4
2.2	Magnetický vektorový potenciál a jeho působení na hmotu .....	5
2.3	Nedostatky prvotních aplikačních systémů vektorového potenciálu na biologické vzorky .....	7
<b>3</b>	<b>VÝCHOZÍ TEORIE ELEKTROMAGNETICKÝCH POLÍ.....</b>	<b>7</b>
3.1	Vliv permeability prostředí na intenzitu vektorového potenciálu.....	8
3.2	Analytické vztahy pro výpočet vektorového potenciálu toroidní cívky.....	9
3.2.1	<i>Vztah pro složku <math>A_z</math> v libovolném bodě v okolí cívky .....</i>	<i>11</i>
3.2.2	<i>Vztah pro složku <math>A_r</math> v libovolném bodě v okolí cívky .....</i>	<i>11</i>
3.2.3	<i>Diskuze odvozených vztahů .....</i>	<i>12</i>
<b>4</b>	<b>ANALÝZA POLÍ A OVĚŘENÍ ÚČINKŮ TOROIDNÍCH CÍVEK O PRŮMĚRU 102 MM NA BIOLOGICKÝ MATERIÁL .....</b>	<b>12</b>
4.1	Metoda potlačení nežádoucích polí cívky .....	13
4.2	Konečnoprvkové simulace cívek a stínění v ANSYS.....	14
4.3	Experimentální ověření přítomnosti polí.....	15
<b>5</b>	<b>ANALÝZA POLÍ A OVĚŘENÍ ÚČINKŮ SOUSTAVY CÍVEK O PRŮMĚRU 600 MM NA BIOLOGICKÝ MATERIÁL .....</b>	<b>17</b>
5.1	Simulace s reálným průběhem budicího proudu .....	18
5.1.1	<i>Buzení z generátoru H02, proud 50 A.....</i>	<i>18</i>
5.1.2	<i>Buzení z generátoru Lab-A15N s hliníkovým stíněním vzorků .....</i>	<i>18</i>
5.2	Experimentální ověření účinků polí.....	19
5.3	Soustava pro vyrovnání teploty vzorků vodním okruhem .....	20
<b>6</b>	<b>PROUDOVÉ PULSNÍ GENERÁTORY PRO BUZENÍ INDUKTIVNÍCH ZÁTĚŽÍ.....</b>	<b>21</b>
6.1	Jednokanálový proudový pulsní generátor .....	22
6.2	Vylepšený jednokanálový generátor.....	23
6.3	Čtyřkanálový generátor .....	23
6.4	Číslicově řízený zdroj proudu $\pm 5$ A .....	24
6.5	Původní principy použité ve vyvinutých generátorech proudu.....	25
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>26</b>
<b>8</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>27</b>
<b>9</b>	<b>CURRICULUM VITAE .....</b>	<b>30</b>

# 1 Cíle disertační práce

Hlavním cílem disertační práce bylo nalézt koncepci systémů pro generování magnetického vektorového potenciálu  $A$  tak, aby bylo možné ověřit jeho působení na biologické vzorky. Jako nejvhodnější zdroj vektorového potenciálu se přitom jeví toroidní cívky, protože magnetická indukce je uzavřena v jádře cívky. Důležitým cílem proto bylo podrobně prozkoumat tvary a intenzity všech polí (magnetická indukce  $B$ , intenzita elektrického pole  $E$  a magnetický vektorový potenciál  $A$ ) v okolí jedné toroidní cívky či soustav více nezávislých cívek a na základě těchto analýz navrhnout nové systémy toroidních cívek a jejich buzení tak, aby bylo získáno samostatné a dostatečně silné pole magnetického vektorového potenciálu  $A$ . Následně pak ve spolupráci s biology ověřit jeho (předpokládané) inhibiční účinky na růst biologických materiálů.

Nové systémy přitom měly odstranit nedostatky dosud používaných systémů pro generování magnetického vektorového potenciálu. Při vlastních biologických experimentech pak systémy musí být schopny udržovat předem stanovené podmínky, tj. například známou velikost budicího proudu či teplotu biologických vzorků. V případě prokazatelného inhibičního účinku na biologické materiály pak musí umožnit zjistit zda je vektorový potenciál skutečným původcem tohoto účinku. Proto bylo zapotřebí navrhnout metody, jak jednotlivá pole toroidních cívek mezi sebou izolovat, potlačit či odstínit, nebo naopak posílit intenzitu vybraného pole. Navržené systémy musí zároveň umožňovat aplikaci na velký počet vzorků současně (pro zajištění statistické průkaznosti výsledků) a tím odstranit systematické chyby, způsobené přípravou biologických vzorků v různé dny. Doprovodnou součástí řešení proto bylo i nalezení vhodných rozměrů cívek a jejich vzájemného uspořádání, počtu závitů a dalších parametrů toroidních cívek, parametrů (proud, kmitočet, tvar atd.) signálů pro jejich buzení, potřebné doby aplikace na biologické vzorky pro vyvolání statisticky významných účinků apod.

Disertační práce nemá za cíl vysvětlovat konkrétní kvantově-mechanické či biochemické procesy, jejichž prostřednictvím vznikají pozorované biologické účinky. Těmito záležitostmi se zabývali jiní členové výzkumného týmu řešícího projekt MŠMT 2B08063 „Výzkum vlivu kombinace látek pro cílenou imunoterapii a inhibičního působení pole impulsního vektorového magnetického potenciálu na nádorová onemocnění“, na základě kterého tato práce vznikla.

## 2 Přehled současného stavu problematiky

Myšlenka aplikace magnetických polí pro léčebné účely není nová. První písemné záznamy o těchto pokusech pocházejí z 15. století a pocházejí z pera švýcarského lékaře a alchymisty Philipa von Hohenheima. Ten se přikládáním úlomků magnetitu na pacienty pokoušel zmírnit projevy celé řady onemocnění, mimo jiné krvácení či epilepsii [1]. Nicméně první skutečně vědecky ověřované experimenty účinků elektromagnetických polí na organizmy probíhají až od roku 1950. Od té doby se tématu věnovala celá řada monografií, z novějších je možné jmenovat například [2] [3] [4] nebo [5].

### 2.1 Účinky polí toroidních cívek na biologické vzorky

V roce 2006 výzkumný tým vedený doc. Ramplem náhodně odhalil, že toroidní cívky mají na biologické vzorky inhibiční účinek, tj. zpomalují jejich růst [6]. Takový výsledek byl zajímavý hned ze dvou důvodů: Za prvé, pole klasických (solenoidních) cívek mají na biologické materiály povzbuzující účinek, proto byl zjištěný inhibiční účinek toroidních cívek neočekávaný. A za druhé, toroidní cívky (na rozdíl od solenoidních) negenerují ve svém okolí téměř žádné magnetické pole  $B$  – většina jeho siločar je

totiž uzavřena uvnitř jádra. V okolí toroidní cívky se však nachází magnetický vektorový potenciál  $\mathbf{A}$ . V případě, že je cívka buzena proměnným proudem, vyskytuje se navíc v jejím okolí i elektrické pole  $\mathbf{E}$ , protože to je odvozeno od změny magnetického vektorového potenciálu.

Výzkumný tým doc. Rampla nicméně nebyl první, kdo na podobný výsledek narazil – biologickým účinkům toroidních cívek se v minulosti již několik autorů věnovalo. Velká část kapitoly 7 v monografii [7] je věnována negativním účinkům působení toroidních cívek na embrya (líhnoucí se vajíčka) ovocných mušek z rodu *Drosophila*. Jejich pole snižovalo úspěšnost líhnutí v průměru o 3% a současně zvyšovalo četnost vývojových abnormalit až na 26%. V článcích [8], [9] a [10] se tým z Moskevského fyzikálního a technologického institutu pokusil prokázat biologické účinky statického (časově neměnného) magnetického vektorového potenciálu soustavy dvou samarium-kobaltových permanentních magnetů propojených feromagnetickým jádrem. Účinky byly zkoumány na dvou různých biologických systémech a jedné anorganické chemické reakci, konkrétně na bioluminiscenčních bakteriích, lidských červených krvinkách a oxidaci hydrochinonu (tato reakce produkuje snadno detekovatelné změny v absorpčním spektru). Bohužel, tým všechna měření provedl jen na velmi malém počtu vzorků (5 či méně) a výsledky nepotvrdil opakovanými měřeními. V případě bioluminiscenčních bakterií pak přímo z výsledných grafů uvedených v [8] vyplývá, že (případný) inhibiční účinek se zcela ztrácí ve směrodatné odchylce měření. Dále je nutno zdůraznit, že v prvotních experimentech doc. Rampla ani v [7] nebyla magnetická indukce ani elektrické pole potlačeno nějakým kontrolovaným způsobem, takže nebylo možné jednoznačně stanovit, co bylo skutečným zdrojem pozorovaných inhibičních účinků. Přestože tedy nejméně tři různé týmy zcela nezávisle na sobě získaly podobné výsledky, všechny trpí poměrně zásadními nedostatky v metodice, která připouští i jiná vysvětlení získaných biologických účinků než vlivem magnetického vektorového potenciálu.

## 2.2 Magnetický vektorový potenciál a jeho působení na hmotu

V případě magnetického vektorového potenciálu  $\mathbf{A}$  je otázka interakce se hmotou poněkud problematická. Klasický elektromagnetismus považoval magnetický vektorový potenciál za pomocnou veličinu, která byla zavedena víceméně jen pro usnadnění výpočtů elektromagnetických úloh s některými druhy geometrických symetrií. Tento pohled na vektorový potenciál se začal měnit ve 20. letech 20. století spolu s vývojem v oblasti kvantové fyziky. Pravděpodobně největší průlom představovala Schrödingerova vlnová rovnice pro nabitě částice, kterou v roce 1927 odvodil Wolfgang Pauli. Ta popisuje vlnovou funkci  $\psi$  nabitých částic se spinem  $\frac{1}{2}$  (tzv. fermiony, mezi které patří mimo jiné elektron a proton), pohybující se nerelativistickými rychlostmi. V monografii [13] je uvedena ve tvaru

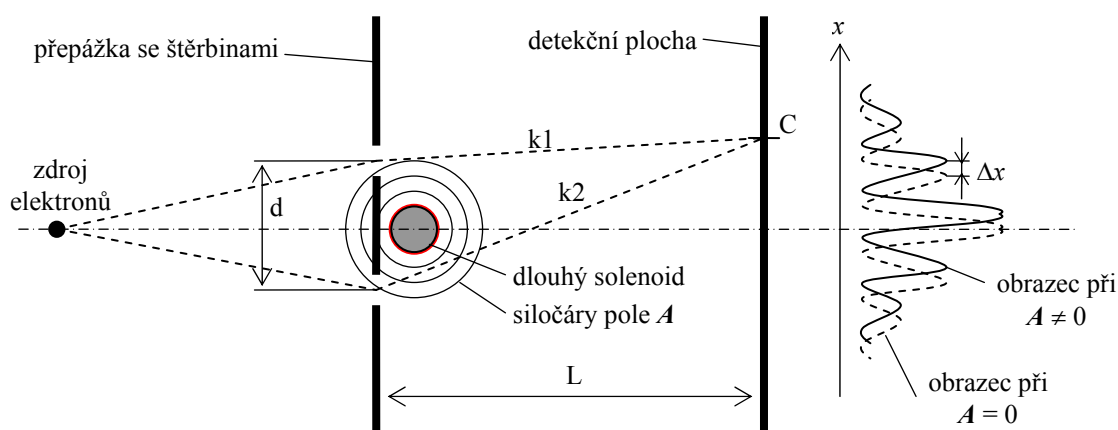
$$\left[ \frac{1}{2m} (\boldsymbol{\sigma} \cdot (\mathbf{p} - q\mathbf{A}))^2 + q\phi \right] \psi = i\hbar \frac{\partial \psi}{\partial t}, \quad (2.1)$$

kde  $\hbar$  je redukovaná Planckova konstanta,  $m$  a  $q$  jsou hmotnost a náboj částice,  $\mathbf{p}$  je vektor hybnosti částice,  $\boldsymbol{\sigma}$  jsou tzv. Pauliho matice,  $\mathbf{A}$  je vektor magnetického potenciálu,  $\phi$  je skalární (elektrický) potenciál a  $\psi$  je (komplexní) vlnová funkce částice. Jak je z rovnice (2.1) patrné, na vlnovou funkci částice má přímý vliv skalární elektrický potenciál  $\phi$  a magnetický vektorový potenciál  $\mathbf{A}$ , nikoliv silové účinky v podobě elektrického pole  $\mathbf{E}$  a magnetické indukce  $\mathbf{B}$  jako v případě klasického pojetí elektromagnetismu.

V roce 1949 byl v článku [14] zabývajícím se elektronovou optikou popsán myšlenkový experiment, který mohl platnost vztahu (2.1) potvrdit. Myšlenkový experiment byl v roce 1959 dále rozvinut Yakirem Aharonovem a Davidem Bohmem, kteří v článku [15] navrhli a teoreticky popsali jeho dvě možné varianty (jednu pro skalární potenciál  $\phi$  a druhou pro vektorový potenciál  $\mathbf{A}$ ) a předpověděli účinky obou polí. U částice s nábojem  $q$  a vlnovou funkcí ve tvaru  $\psi = C e^{i\varphi}$  se působení vektorového potenciálu projeví posunem její fáze [15]

$$\Delta\varphi = \frac{q}{\hbar} \int_l \mathbf{A} \, dl, \quad (2.2)$$

kde  $l$  je funkce popisující trajektorii částice v poli  $\mathbf{A}$ . Tento poznatek se na první pohled jevil bezcenný, protože fáze vlnové funkce  $\psi$  nemá žádný vliv na její amplitudu pravděpodobnosti  $|\psi|^2$ , kterou je (po kolapsu vlnové funkce) možné měřit ve vhodném detektoru a která tedy má význam z pohledu „reálného světa“. Posuv fáze se však projeví, pokud dochází k superpozici více vlnových funkcí. Ve [15] proto byla navržena možná realizace experimentu (Obr. 2.1), ve kterém k takové superpozici dochází a je dnes široce znám pod jménem „Aharonov-Bohm experiment.“ Jeho základem je Youngův dvouštěrbinový experiment [12], přičemž použitou částicí jsou elektrony. Těsně za stínicí přepážkou je mezi oběma štěrbinami umístěna dlouhá solenoidní cívka. Velmi dlouhý solenoid se vyznačuje tím, že v jeho okolí se nenachází žádná magnetická indukce  $\mathbf{B}$ , ale je tam přítomen vektorový potenciál  $\mathbf{A}$ . Prolétající elektrony by tedy měly být ovlivněny pouze vektorovým potenciálem  $\mathbf{A}$ .



**Obr. 2.1** Principiální uspořádání Aharonov-Bohm experimentu

Experiment z Obr. 2.1 byl realizován v roce 1960 za využití upraveného elektronového mikroskopu [16]. Jako zdroj vektorového potenciálu sloužil dlouhý monokrystal („whisker“) železa o průměru 700 nm, který byl podélně zmagnetován, takže jeho pole byla velmi podobná jako v případě velmi dlouhého solenoidu. Experiment potvrdil správnost předpovědi v [15], ale následně byly odhaleny možné nedostatky experimentu [17] [18], které mohly způsobit falešné výsledky. Nedostatky experimentu z [16] byly odstraněny v roce 1986 [19]. Místo solenoidu byl použit zmagnetovaný toroid o průměru 3  $\mu\text{m}$ , jehož magnetická indukce byla odstíněna supravodivým obalem (ten díky tzv. Meissnerově efektu představoval dokonalé magnetické stínění). U elektronů, které prošly vnitřním prostorem toroidu, se v interferenčním obrazci projevil fázový posuv o velikosti předpovězené dle (2.2). Článek [19] je proto široce považován za definitivní potvrzení existence účinků magnetického vektorového potenciálu  $\mathbf{A}$  na vlnovou funkci částic. Toto zjištění má dalekosáhlé důsledky i z pohledu „reálného světa“. Veškeré chemické reakce totiž nejsou nic jiného, než interference vlnových funkcí valenčních elektronů v obalu atomů; touto problematikou se přímo zabývá samostatný vědní obor, kvantová chemie. Veškeré biologické procesy jsou přitom založeny na chemických reakcích, často velmi složitých. Lze tedy s vysokou mírou jistoty tvrdit, že vektorový potenciál  $\mathbf{A}$  skutečně může mít měřitelný vliv na biologické systémy. Z hlediska možných účinků je zvláště zajímavá skutečnost, že mnoho chemických reakcí je založeno na kvantovém tunelování elektronů [20] a (méně často) i celých atomů. Protože pravděpodobnost samovolného proběhnutí těchto reakcí je v mnoha případech velmi malá, organizmy k jejich urychlení používají složitých chemických katalyzátorů –

tzv. enzymů. Pravděpodobnost úspěšného tunelování přitom úzce souvisí s amplitudou pravděpodobnosti příslušné vlnové funkce, přičemž jak bylo výše vysvětleno, přítomnost vektorového potenciálu  $A$  amplitudy pravděpodobnosti ovlivňuje.

## 2.3 Nedostatky prvotních aplikačních systémů vektorového potenciálu na biologické vzorky

První výzkumné a experimentální systémy navržené týmem doc. Rampla i autory [8], [9] a [10] sice dosáhly předpokládaných výsledků (inhibice růstu bakterií), ale jejich průkaznost byla nízká. Systémy trpěly celou řadou nedostatků:

- Při jednom experimentu bylo možné aplikovat pole jen na malý počet vzorků. V jednom dni bylo z časových důvodů možné zpravidla provést jen jeden experiment s jednou dávkou bakterií, další den musela být pro experimenty přichystána dávka nová. To do experimentů vnášelo systematické chyby a ve výsledcích se objevovaly velké rozdíly. Po vypočtení směrodatné odchylky byla tato nezhodnost větší, než zkoumaný inhibiční účinek. Takové výsledky jsou pak pochopitelně statisticky neprůkazné.
- Malé rozměry toroidů neumožňovaly jednoznačně určit, která pole byla zodpovědná za pozorované účinky, protože pole se v prostoru pro vzorky překrývala. Cívky měly velký počet závitů a závity se těsně dotýkaly jamek se vzorky, takže do nich pronikala zbytková magnetická indukce z okolí vodičů.
- Do vzorků mohlo přecházet ztrátové teplo cívek, přičemž účinnost opatření pro omezení jeho vlivu (termoboxy, kontrolní ohřev rezistory) byla diskutabilní.
- Toroidy byly buzeny z napěťových zdrojů; typickým řešením byl zdroj stejnosměrného napětí 12 V, ke kterému byly cívky na krátký okamžik připojeny pomocí MOSFET tranzistorů. Pro omezení velikosti proudu byly do série s cívkami zapojeny rezistory v řádu desítek ohmů. Skutečný tvar proudu cívkami nebyl nikdy zaznamenán, přičemž je to ale právě proud, který určuje intenzitu výsledných polí.

## 3 Výchozí teorie elektromagnetických polí

Pro řešení elektromagnetických úloh se používají známé Maxwellovy rovnice. Ty se v literatuře vyjadřují dvěma základními způsoby – v diferenciálním a integrálním tvaru. V praxi se obvykle užívá jejich diferenciální tvar [11], jehož řešení je jednodušší

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = \mathbf{J}_S + \mathbf{J}_E + \mathbf{J}_V + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}, \quad (3.1)$$

$$\operatorname{rot} \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}, \quad (3.2)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{B} = 0, \quad (3.3)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{D} = \rho, \quad (3.4)$$

kde  $\mathbf{H}$  je vektor intenzity magnetického pole,  $\mathbf{J}$  je vektor celkové proudové hustoty,  $\mathbf{J}_S$  je vektor proudové hustoty zdroje,  $\mathbf{J}_E$  je vektor hustoty vířivých proudů,  $\mathbf{J}_V$  je vektor proudové hustoty indukované pohybem těles v magnetickém poli,  $\mathbf{D}$  je vektor elektrické indukce,  $\mathbf{E}$  je vektor intenzity elektrického pole,  $\mathbf{B}$  je vektor magnetické indukce,  $\rho$  je objemová hustota náboje a  $t$  je čas. Jednou z podmínek řešení úlohy je

kontinuita (spojitost) proudů – jinými slovy, proudy, které do úlohy vtékají, z ní také musí vytékat. Rovnice kontinuity proudů vyplývá z rovnice (3.1) aplikací operátoru divergence na její pravou i levou stranu

$$\operatorname{div} \left( \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \right) = 0. \quad (3.5)$$

Vztahy mezi elektromagnetickými veličinami a materiálovými vlastnostmi popisují tzv. materiálové vztahy. V případě anizotropního magnetického prostředí s možností saturace feromagnetik bez výskytu permanentních magnetů platí

$$\mathbf{B} = \boldsymbol{\mu} \mathbf{H}, \quad (3.6)$$

kde  $\boldsymbol{\mu}$  je tenzor magnetické permeability, který je obecně funkcí intenzity magnetického pole  $H$ . V případě, že se v prostředí vyskytují permanentními magnety (či jiné zdroje remanentní magnetizace), získává vztah (3.6) podobu

$$\mathbf{B} = \boldsymbol{\mu} \mathbf{H} + \mu_0 \mathbf{M}_0, \quad (3.7)$$

kde  $\mathbf{M}_0$  je vektor remanentní magnetizace a  $\mu_0$  je permeabilita vakua. Materiálové vztahy pro související elektrické pole jsou

$$\mathbf{J} = \boldsymbol{\sigma} [\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B}], \quad (3.8)$$

$$\mathbf{D} = \boldsymbol{\varepsilon} \mathbf{E}, \quad (3.9)$$

kde  $\boldsymbol{\sigma}$  je tenzor elektrické vodivosti,  $\boldsymbol{\varepsilon}$  je tenzor elektrické permitivity a  $\mathbf{v}$  je vektor rychlosti. V případě, že je prostředí izotropní, tenzory materiálů mají jediný prvek, který se klasicky označuje  $\mu$ ,  $\sigma$  a  $\varepsilon$ .

### 3.1 Vliv permeability prostředí na intenzitu vektorového potenciálu

Z hlediska řešení této disertační práce byla důležitá otázka, jaký vliv na vektorový potenciál má přítomnost feromagnetických materiálů v aplikačních cívkách. Izotropní materiál s relativní permitivitou  $\mu_r > 1$  v blízkosti vodičů protékaných proudem má schopnost posilovat výslednou intenzitu magnetického vektorového potenciálu. Pro matematický popis tohoto chování lze vyjít ze základních rovnic polí buzených proudy [11]

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{J}, \quad (3.10)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{B} = 0. \quad (3.11)$$

Ve feromagnetiku přitom platí

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r(H) \mathbf{H}. \quad (3.12)$$

Při uvážení, že  $\mathbf{B} = \operatorname{rot} \mathbf{A}$  je možné psát  $\operatorname{rot} \mathbf{A} = \mu_0 \mu_r(H) \mathbf{H}$  a po úpravě

$$\mathbf{H} = \frac{1}{\mu_0 \mu_r(H)} \operatorname{rot} \mathbf{A}. \quad (3.13)$$

Po dosazení těchto vztahů do (3.10) získá rovnice podobu

$$\operatorname{rot} \left( \frac{1}{\mu_0 \mu_r(H)} \operatorname{rot} \mathbf{A} \right) = \mathbf{J}. \quad (3.14)$$



Při zavedení předpokladu, že při určité intenzitě magnetického pole  $H$  je relativní permeabilita  $\mu_r(H)$  feritového materiálu v celém objemu jádra konstantní, je možné ji převést na druhou stranu rovnice

$$\text{rot rot } \mathbf{A} = \mu_0 \mu_r(H) \mathbf{J} . \quad (3.15)$$

Současně platí základní poučka vektorových operací

$$\text{rot rot } \mathbf{A} = \text{grad div } \mathbf{A} - \nabla^2 \mathbf{A} . \quad (3.16)$$

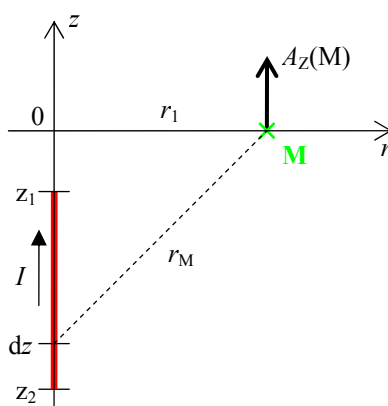
Divergenci  $\mathbf{A}$  je možné volit libovolně, této volbě se při řešení elektromagnetických úloh říká „kalibrace vektorového potenciálu“. Obvykle se pro zjednodušení výpočtu volí tzv. Lorenzova kalibrační podmínka  $\text{div } \mathbf{A} = 0$ , čímž vztah (3.15) přejde do tvaru [11]

$$\nabla^2 \mathbf{A} = -\mu_0 \mu_r(H) \mathbf{J} . \quad (3.17)$$

Tento výsledek je možné interpretovat tak, že permeabilita  $\mu_r(H)$  vyvolává ve feromagnetiku „zrcadlové“ proudy, které mají stejný směr jako budící proud a tím se adekvátně zvýší i výsledný vektorový potenciál. Jinou možnou interpretací je představa, že díky zvýšené permeabilitě vzroste i schopnost prostředí ukládat energii magnetického pole, což je opět provázáno zvýšením vektorového potenciálu  $\mathbf{A}$ . Pokud permeabilita prostředí vzroste  $\mu_r$ -krát, vzroste  $\mu_r$ -krát i intenzita vektorového potenciálu. Při analytických výpočtech a simulacích polí toroidních cívek bylo tohoto vztahu využito – vektorový potenciál byl vypočten v modelu se vzduchem a jeho intenzita po vložení feromagnetického jádra byla následně stanovena s využitím (3.17).

### 3.2 Analytické vztahy pro výpočet vektorového potenciálu toroidní cívky

Při hledání vhodných rozměrů (a dalších parametrů) aplikačních cívek bylo nutné zjistit, přibližně jakou intenzitu vektorového potenciálu lze očekávat. Konečnoprvkové simulace v programu ANSYS sice k tomuto účelu bylo možné použít, ale vytváření potřebných modelů by bylo velmi pracné a časově náročné. Pro rychlý a efektivní výpočet byl vhodnější analytický popis vektorového potenciálu.



Obr. 3.1 K odvození vektorového potenciálu rovného vodiče konečné délky

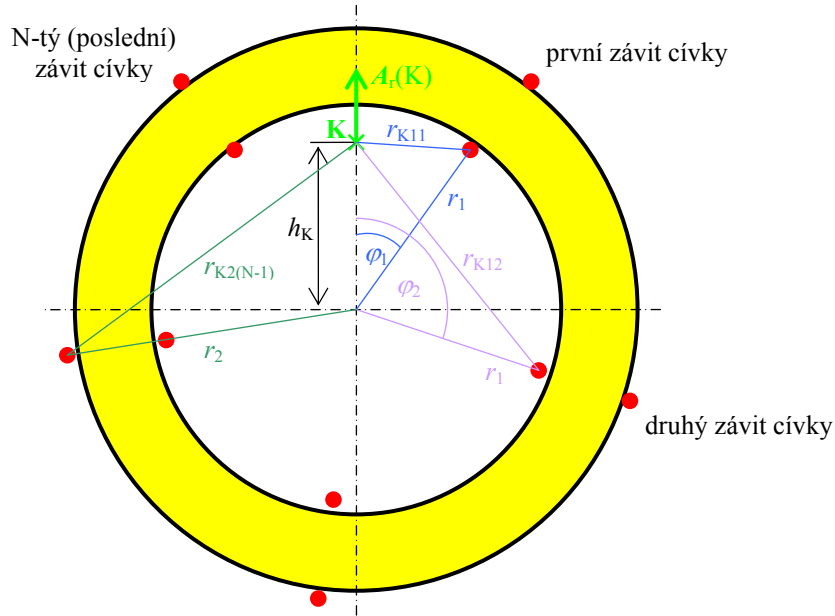
V dostupné literatuře však žádné vztahy pro výpočet vektorového potenciálu v okolí toroidních cívek nebyly nalezeny. Autor této disertační práce je proto odvodil, pochopitelně za použití vhodných zjednodušujících podmínek. Vinutí přitom bylo modelováno obdélníkovými smyčkami proudového vlákna (ideální vodiče nulového průměru), protékaného budícím proudem. Pro výpočet vektorového potenciálu proudového vlákna totiž existuje vztah [11]

$$A(X) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_{l_U} \frac{1}{r_{XU}} dl_U, \quad (3.18)$$

kde  $A(X)$  je hledaný vektorový v potenciál v bodě  $X$ ,  $I$  je velikost proudu, který proudovým vláknem protéká,  $l_U$  je funkce popisující křivku vlákna a  $r_{XU}$  je funkce vyjadřující vzdálenost mezi bodem  $X$  a všemi body ležícími na křivce  $l_U$ . V případě rovného vlákna o konečné délce  $l = z_2 - z_1$  položeného v ose  $Z$  a protékaného proudem  $I$  ve směru osy  $Z$  je situace naznačena na Obr. 3.1. Vzhledem k rotační symetrii úlohy je vhodné zvolit válcový souřadný systém  $(r, \varphi, z)$ , protože v něm je vektorový potenciál vodiče nezávislý na úhlu  $\varphi$  systému. Protože proud teče ve směru osy  $Z$ , má i výsledný vektorový potenciál pouze složku v ose  $Z$ . Velikost této složky ve zvoleném bodě  $M$ , který leží ve vzdálenosti  $r_1$  od osy  $Z$ , je pak možno stanovit

$$A_Z(M) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_{z_1}^{z_2} \frac{1}{\sqrt{r_1^2 + z^2}} dz = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \ln \left( \frac{z_2 + \sqrt{r_1^2 + z_2^2}}{z_1 + \sqrt{r_1^2 + z_1^2}} \right), \quad (3.19)$$

kde  $z_1$  a  $z_2$  jsou souřadnice začátku a konce vodiče na ose  $Z$ . Funkce  $r_M = \sqrt{r_1^2 + z^2}$  (Pythagorova věta) v integrálu popisuje vzdálenost  $r_M$  mezi bodem  $M$  a všemi elementy  $dz$ , ležícími na proudovém vlákně. Tohoto vztahu bylo následně využito k odvození vektorového potenciálu toroidní cívky, přičemž obdélníkové smyčky představující závity byly rozděleny na jednotlivé rovné úseky. Situace je naznačena na Obr. 3.2, který toroidní cívku zobrazuje řezem rovinou  $z = 0$ . Při odvození byl použit válcový souřadný systém.



Obr. 3.2 K výpočtu vektorového potenciálu  $A_z$  v libovolném bodě (řez rovinou  $z = 0$ )

Pokud je vinutí po obvodu jádra rozloženo rovnoměrně, má vektorový potenciál v libovolném bodě  $K$  složku  $A_z(K)$  (na Obr. 3.2 její vektor směřuje směrem ven z obrázku, takže není možné jej zakreslit) a radiální složku  $A_r(K)$ .

### 3.2.1 Vztah pro složku $A_z$ v libovolném bodě v okolí cívky

Příspěvek vektorového potenciálu každého závitů v bodě K je třeba vypočíst zvlášť, protože vzdálenost mezi závitů a bodem K ( $r_1$  nebo  $r_2$  v Obr. 3.2) je pro každý závit různá. Toroidní cívky používané v této práci měly vinutí rozložené po obvodu jádra rovnoměrně. To tedy znamenalo, že úhel  $\Delta\varphi = \varphi_n - \varphi_{n-1}$  mezi dvěma sousedními závitů byl vždy stejný a bylo jej možné vypočíst

$$\Delta\varphi = \frac{360^\circ}{N}, \quad (3.20)$$

kde  $N$  je počet závitů cívky. Vzdálenost mezi bodem K a každým závitů bylo možné vypočíst pomocí kosinové věty

$$r_{K1n} = \sqrt{h_K^2 + r_1^2 - 2h_K r_1 \cos(\varphi_1 + (n-1) \cdot \Delta\varphi)}, \quad n \in \langle 1 \dots N \rangle. \quad (3.21)$$

Při znalosti  $r_{K1n}$  a  $r_{K2n}$  všech závitů je možné velikost složky  $A_z(K)$  vektorového potenciálu vypočíst dosazením do vztahu (3.19)

$$A_z(K) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \sum_{n=1}^N \left[ \ln \left( \frac{z_2 + \sqrt{r_{K1n}^2 + z_2^2}}{z_1 + \sqrt{r_{K1n}^2 + z_1^2}} \right) - \ln \left( \frac{z_2 + \sqrt{r_{K2n}^2 + z_2^2}}{z_1 + \sqrt{r_{K2n}^2 + z_1^2}} \right) \right], \quad (3.22)$$

kde  $z_1$  a  $z_2$  je pozice konců svislých úseků vinutí vůči bodu K. Druhá část výrazu v hranatých závorkách je záporná opět kvůli tomu, že proudy úseků vinutí na vnějším okraji jádra tečou opačným směrem, než na vnitřním okraji. Přestože bod K je v Obr. 3.2 zakreslen ve vnitřním prostoru cívky, vztah (3.22) platí pro všechny body v okolí i uvnitř jádra cívky.

### 3.2.2 Vztah pro složku $A_r$ v libovolném bodě v okolí cívky

Výpočet radiální složky vektorového potenciálu  $A_r(K)$  v libovolném bodě K je poněkud složitější, než výpočet složky  $A_z$ . Je to dáno tím, že je třeba sečíst příspěvky radiálních úseků vinutí, které ale již nejsou vzájemně rovnoběžné, jako v případě svislých úseků. Pro každý závit je proto třeba stanovit radiální složku jeho proudu, k čemuž je možné použít vztah

$$I_{rn} = I \cdot \cos \varphi_n, \quad n \in \langle 1 \dots N \rangle, \quad (3.23)$$

kde  $\varphi_n$  je úhel každého závitů vůči směru vektoru  $A_r$ . Dále je nutné vypočíst vzdálenosti  $r_{P1n}$  mezi bodem K a začátkem každého radiálního úseku vinutí. K tomu je možné opět použít kosinovou větu, ale při tom se vyskytuje jeden zásadní problém – kosinová věta dokáže určit pouze absolutní hodnotu vzdálenosti. Pro správné vyčíslení vektorového potenciálu je však třeba znát i znaménko, tj. pozici bodu K vůči úsekům vinutí – jinými slovy, zda bod K leží uvnitř nebo vně kružnice, opsané poloměrem  $r_1$ . K tomu lze využít porovnání poloměru  $r_1$  a vzdálenosti bodu K od středu cívky. Autor této disertační práce řešení popsal pomocí vztahu

$$r_{P1n} = s_1 \cdot \sqrt{h_L^2 + r_1^2 - 2h_L r_1 \cos(\varphi_1 + (n-1) \cdot \Delta\varphi)}, \quad n \in \langle 1 \dots N \rangle, \quad (3.24)$$

přičemž proměnná  $s_1$  určuje znaménko výsledné vzdálenosti podle klíče

$$s_1 = \begin{cases} +1 & \text{pokud } r_1 \geq h_L \\ -1 & \text{pokud } r_1 < h_L \end{cases}. \quad (3.25)$$

Při této volbě znaménka bude mít vektor  $A_r$  kladnou hodnotu ve směru ven z cívky. Obdobně je třeba vypočítat i vzdálenost  $r_{p2n}$  mezi bodem K a koncem každého úseku. Vztahy (3.24) přitom opět počítají s rovnoměrným rozložením vinutí po obvodu jádra. Po vyčíslení vztahů (3.23) až (3.25) pro každý závit je možné konečně přistoupit k výpočtu intenzity složky  $A_r(K)$  vektorového potenciálu. Ve výpočtu je však nutné brát v úvahu příspěvky horních i spodních radiálních úseků vinutí. Tím do výpočtu vstupuje i pozice bodu K v ose Z soustavy. Pro výpočet je možné použít modifikaci vztahu (3.19). Ve vztahu však tentokrát nebyly integrovány úseky ve směru osy Z, ale v radiální souřadnici  $r$ . Výsledný vztah má proto podobu

$$A_r(K) = \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{n=1}^N I_{rn} \left[ \ln \left( \frac{r_{p2n} + \sqrt{z_1^2 + r_{p2n}^2}}{r_{p1n} + \sqrt{z_1^2 + r_{p1n}^2}} \right) - \ln \left( \frac{r_{p2n} + \sqrt{z_2^2 + r_{p2n}^2}}{r_{p1n} + \sqrt{z_2^2 + r_{p1n}^2}} \right) \right]. \quad (3.26)$$

Podobně jako v předchozích výpočtech, druhý člen v hranatých závorkách je záporný kvůli tomu, že proud v radiálních úsecích vinutí v rovině  $z = z_2$  teče opačným směrem oproti úsekům v rovině  $z = z_1$ .

### 3.2.3 Diskuze odvozených vztahů

Při znalosti složek  $A_z(K)$  a  $A_r(K)$  v nějakém bodě K je možné celkovou intenzitu vektorového potenciálu stanovit známým vztahem

$$A(K) = \sqrt{(A_z(K))^2 + (A_r(K))^2}. \quad (3.27)$$

Hlavní potíží je to, že vyčíslení vztahů (3.22) a (3.26) pro získání těchto složek je poměrně pracné. Výpočet je nicméně možné snadno zautomatizovat např. využitím i běžného tabulkového procesoru (MS Excel) nebo vědeckého kalkulátoru. V každém případě je takový postup rozhodně snadněji proveditelný, než numerické výpočty eliptických integrálů, které by se vyskytly při modelování vinutí souvislými plochami nebo vrstvami vodiče a které by vyžadovaly použití specializovaného matematického software. Z hlediska usnadnění výpočtu intenzity pole je zajímavý poznatek, že (díky rotační symetrii) je složka  $A_r$  na ose Z nulová, a díky rovinné symetrii je nulová i na ploše  $z = 0$ .

Je též vhodné zdůraznit, že vztahy (3.22) a (3.26) byly odvozeny za předpokladu, že vinutí je modelováno obdélníkovými proudovými smyčkami a závity jsou po obvodu jádra rozloženy rovnoměrně. Vztahy proto nedokáží popsat vektorový potenciál v případě, že závity nejsou na jádře rozloženy rovnoměrně – v takovém případě by se v cívce objevila i azimutální složka  $A_\phi$ . Cívky použité v této práci však vždy měly závity rozloženy rovnoměrně a proto autor vztahy pro výpočet  $A_\phi$  neodvozoval. V neposlední řadě, všechny vztahy uvedené v kapitole 3.2 platí pouze v případě, že vinutí cívky je celé ve vakuu resp. ve vzduchu.

Výše uvedené vztahy byly v disertaci použity k orientačnímu ověření správnosti výsledků simulací vektorového potenciálu. Mezi vypočtenými a simulovanými hodnotami se vždy objevily rozdíly v řádu jednotek procent; ty byly způsobeny mimo jiné tím, že hrany reálně použitých jader cívek byly zaobleny, což vztahy nedokáží vyjádřit.

## 4 Analýza polí a ověření účinků toroidních cívek o průměru 102 mm na biologický materiál

Tento dílčí výzkum byl založen na návrhu a analýze soustav toroidních cívek o vnějším průměru jádra 102 mm. Velikost jádra byla stanovena s ohledem na velikost desky s 96 mikrotitračními jamkami pro biologické vzorky tak, aby při položení desky na cívku byla většina jamek zasažena.

## 4.1 Metoda potlačení nežádoucích polí cívky

Jedním z cílů tohoto výzkumu bylo zjistit, které pole je zodpovědné za zmíněné biologické účinky. U toroidní cívky se vyskytují všechna pole ( $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{E}$ ), avšak magnetická indukce  $\mathbf{B}$  je koncentrována v jádře cívky. V okolí jejího vinutí se sice vyskytuje zbytková magnetická indukce, ale ta je při porovnání s hodnotami v jádře zanedbatelná. Proto bylo nezbytné nějakým způsobem pole od sebe navzájem oddělit, resp. některá pole potlačit a jiná ponechat. Autor této disertační práce navrhl tento problém řešit pomocí elektromagnetických stínění z různých materiálů, do kterých byly toroidní cívky uzavřeny. První stínění bylo navrženo z velmi dobře vodivého, ale nemagnetického materiálu. Jeho účelem bylo odstínit elektrické pole  $\mathbf{E}$ , které kolem všech vodičů (a tedy i cívek) vzniká vždy při změnách protékajícího proudu (a tedy i změnách vektorového potenciálu), jak ukazuje druhý člen rovnice [11]

$$\mathbf{E} = -\text{grad } \phi - \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t}. \quad (4.1)$$

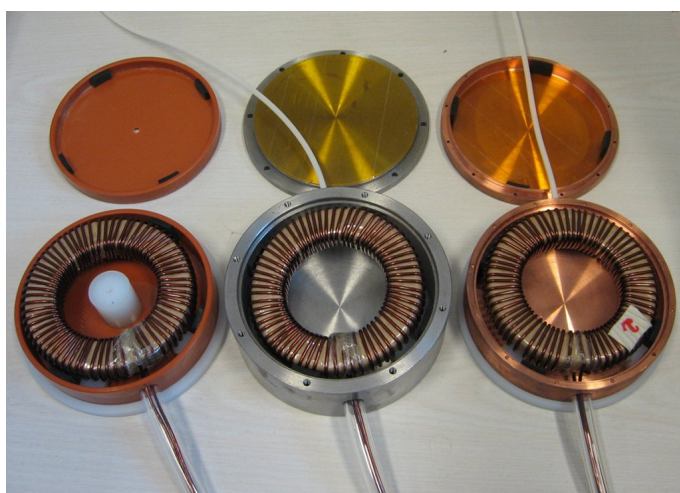
Stínění bylo navrženo ve tvaru uzavřeného dutého válce, do kterého byla celá cívka vložena. Jako materiál byla zvolena čistá elektrotechnická měď. Takové stínění mohlo naplnit předpoklad, že bude silně potlačovat elektrické pole, ale zároveň jen málo ovlivňovat pole magnetické (de facto se bude chovat jen jako elektrostatické stínění). U cívek se totiž předpokládaly budicí signály s kmitočtem maximálně do 1 kHz, což v případě mědi představuje hloubku vniku elektromagnetické vlny [11]

$$\delta_{\text{Cu}} = \sqrt{\frac{2\rho_{\text{Cu}}}{2\pi f \mu_0 \mu_{\text{rCu}}}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 1,68 \cdot 10^{-8}}{2\pi \cdot 1000 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 1}} \doteq 2 \text{ mm}, \quad (4.2)$$

kde  $\rho_{\text{Cu}}$  je měrný odpor a  $\mu_{\text{rCu}}$  relativní permeabilita mědi a  $f$  je kmitočet vlny. Měděné stínění mělo tloušťku jen 1 mm, takže jeho tlumení bylo

$$e^{-\frac{d}{\delta}} = e^{-\frac{1}{2}} \doteq 0,61, \quad (4.3)$$

tedy zhruba 61% intenzity dopadající vlny. Magnetický vektorový potenciál  $\mathbf{A}$  tedy mohl stíněním procházet jen s malým útlumem.



Obr. 4.1 Toroidní cívky 102 mm instalované v plastovém, ocelovém a měděném stínění

Pro zajištění průkaznosti experimentů a vyloučení možného vlivu cizích polí (například od přírodních vodičů cívek apod.) bylo také navrženo stínění z tlustého feromagnetického materiálu. To bylo záměrně navrženo tak, aby se naopak všechna pole cívky co nejvíce potlačila. Pokud by cívka uzavřená v tomto stínění vykazovala nějaké biologické účinky, bylo by ihned zřejmé, že tyto účinky byly vyvolány jinými vnějšími vlivy či poli. Přestože ocel má cca 10× vyšší rezistivitu než měď, díky jejím feromagnetickým vlastnostem (tabulková permeabilita je  $\mu_{rFe} = 95$ ) je v jejím případě hloubka vniku jen

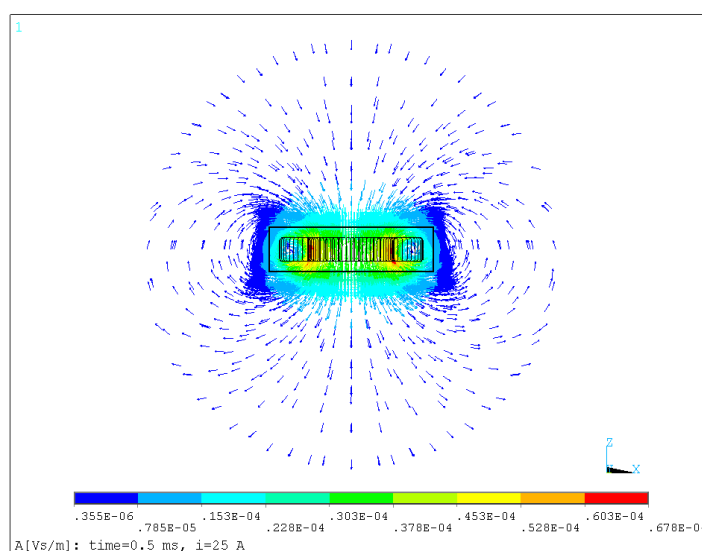
$$\delta_{Fe} = \sqrt{\frac{2\rho_{Fe}}{2\pi f \mu_0 \mu_{rFe}}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 2,9 \cdot 10^{-7}}{2\pi \cdot 1000 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 95}} \doteq 0,88 \text{ mm.} \quad (4.4)$$

Ocelové stínění mělo stěny tlusté 10 mm, takže při dosazení do (4.3) bylo výsledné tlumení přibližně 50 dB, tedy velmi silné.

Cívky byly chlazeny vzduchem, vháněným do vnitřní dutiny stínění. Jak je z Obr. 4.1 patrné, kromě měděného a ocelového stínění byla vyrobena i kruhová plastová krabička. Ta pochopitelně neměla za úkol potlačovat nějaká pole, jejím jediným smyslem bylo uzavřít cívku do nemagnetické a nevodivé dutiny pro dosažení stejného chladičho účinku. Navrženou metodiku (včetně simulací uvedených v další kapitole) autor disertace prezentoval v [32].

## 4.2 Konečnoprvkové simulace cívek a stínění v ANSYS

Byly provedeny transientní konečnoprvkové simulace v systému ANSYS Multiphysics, který výsledná elektromagnetická pole určil numericky. Byl vytvořen geometrický model cívky, který přesně odpovídal reálným parametrům cívek. Pole byla vypočítána v kulové oblasti o poloměru 150 mm od geometrického středu cívky.



Obr. 4.2 Vektorový potenciál cívky se vzduchovým jádrem v měděném stínění

Celkem byly provedeny 4 varianty analýz:

- Cívka se vzduchovým jádrem bez stínění.
- Cívka se vzduchovým jádrem v měděném stínění.

- Cívka se vzduchovým jádrem v ocelovém stínění.
- Cívka s feritovým jádrem bez stínění.

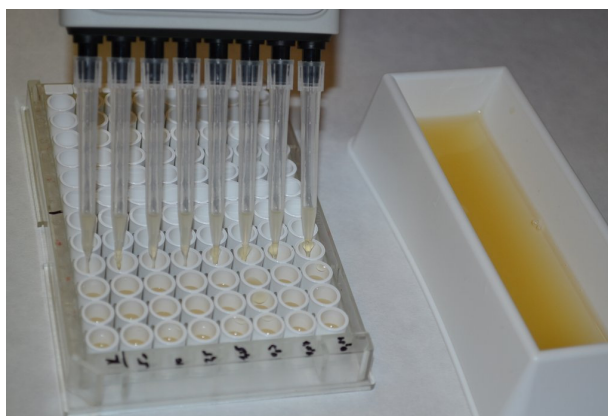
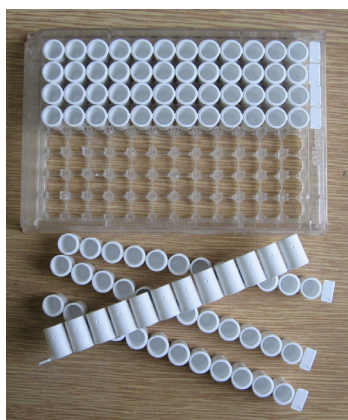
Pro stručnost je zde v grafické podobě uvedeno pouze výsledné prostorové rozložení vektorového potenciálu cívky v měděném stínění (Obr. 4.2). V případě vzduchové cívky s měděným stíněním byla intenzita vektorového potenciálu vně stínění  $1,5 \cdot 10^{-5} \text{ Vsm}^{-1}$ . Tento výsledek odpovídal analyticky vypočtené intenzitě (kapitola 3.2) s odchylkou 10,5%. Výsledek simulace tedy potvrdil teoretický předpoklad v kapitole 4.1, že měděný obal cívky se bude chovat de facto jen jako elektrostatické stínění a na intenzitu vektorového potenciálu bude mít jen malý vliv.

Ocelové stínění dle předpokladu velmi silně tlumilo všechna pole, výsledné hodnoty  $B$  i  $E$  vně stínění byly velmi blízké nule. Intenzita vektorového potenciálu  $A$  vně stínění poklesla na  $2,7 \cdot 10^{-7} \text{ Vsm}^{-1}$ , z pohledu možných biologických účinků tedy byla de facto nulová.

### 4.3 Experimentální ověření přítomnosti polí

Biologické pokusy byly provedeny ve spolupráci s Ústavem experimentální biologie Masarykovy univerzity v Brně. Účinky polí byly detekovány pomocí geneticky modifikovaných bioluminiscenčních bakterií *Escherichia coli K12 luxABCDEamp* [21]. Kultura bakterií byla napipetována do 96-ti jamkové destičky (Obr. 4.3), do každé jamky 200  $\mu\text{l}$  suspenze bakterií. Biologické účinky byly vyhodnocovány měřením svitu bakterií – čím vyšší svit, tím lépe bakterie prosperují a naopak. Na bakteriích byly provedeny tyto varianty experimentů:

- 2× vzduchová cívka bez stínění, pulsy 10 Hz, 100 A,
- 2× vzduchová cívka bez stínění, pulsy 100 Hz, 100 A,
- 2× vzduchová cívka bez stínění, pulsy 1000 Hz, 100 A,
- 2× feritová cívka bez stínění, pulsy 10 Hz, 100 A,
- 3× feritová cívka bez stínění, pulsy 1000 Hz, 100 A,
- 1× feritová cívka bez stínění buzena stejnosměrným proudem 3,5 A,
- 2× feritová cívka v ocelovém stínění, pulsy 1000 Hz, 100 A,
- 2× feritová cívka v měděném stínění, pulsy 1000 Hz, 100 A,
- 2× kontrola (deska s jamkami byla v soustavě, ale cívky byly vypnuty).



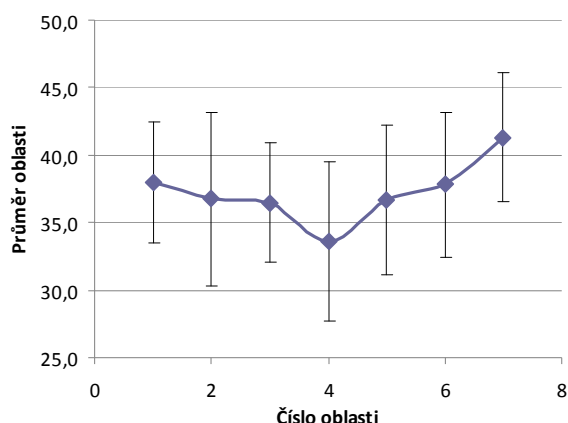
Obr. 4.3 Modulární 96-jamková deska a její pipetování roztokem bakterií



Tab. 4.1 Rozdělení tabulky hodnot poměru integrálů  $P_{2h}$  na kruhové oblasti

Nárůst ( PO / PŘED)												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
A	29,08	28,58	30,07	31,10	31,93	34,98	30,51	36,31	32,03	35,95	35,08	39,62
B	34,50	37,46	31,43	35,02	30,81	32,88	32,08	29,64	32,23	36,23	36,79	37,85
C	38,29	37,07	29,23	34,99	29,98	34,53	27,29	31,80	32,20	37,28	37,60	39,75
D	37,07	35,98	30,65	41,35	32,78	35,10	30,69	34,08	32,18	39,44	37,39	37,23
E	39,67	37,41	34,83	35,96	34,99	37,34	30,28	40,12	32,28	42,18	41,23	45,56
F	49,23	39,42	33,68	38,18	33,52	39,28	32,26	36,82	41,51	41,71	41,60	44,84
G	41,60	44,60	39,90	35,84	36,46	39,85	32,89	35,59	32,20	42,82	38,75	45,58
H	51,69	49,14	48,09	44,51	43,58	48,15	45,22	46,83	44,75	49,78	50,70	51,42

4,5	6,4	4,4	5,9	5,5	5,4	4,8	směrodatná odchylka oblasti	
38,0	36,7	36,4	33,6	36,7	37,8	41,3	průměr oblasti	
O1	O2	O3	O4	O5	O6	O7	číslo oblasti	



Obr. 4.4 Průměrné hodnoty oblastí s vyznačením směrodatných odchylek

Intenzity generovaných polí mají kruhovou symetrii, takže ve středu cívky by měl být inhibiční účinek největší a se zvětšujícím se poloměrem by se měl snižovat. V tabulkách hodnot proto byly vyznačeny kruhové oblasti, které toto předpokládané chování respektovaly. V Tab. 4.1 je tento způsob vyhodnocení naznačen pro data naměřená na feritové cívce při buzení 1000 Hz a 100 A. Kruhové oblasti jsou v tabulce naznačeny různými barvami, přičemž tmavě červená oblast ležela přesně nad geometrickým středem cívky. Každá oblast byla poté zpracována zvlášť – pro každou byl stanoven její průměr a směrodatná odchylka, což je uvedeno ve spodní části Tab. 4.1. Z výsledků pro jednotlivé oblasti byl poté sestaven graf, který má na ose X číslo oblasti (a tedy i vzdálenost oblasti od středu cívky) a na ose Y průměr hodnot z dané oblasti. Pro data z Tab. 4.1 je tento graf uveden na Obr. 4.4. Jak je z obrázku patrné, průměrná hodnota se skutečně mění se vzdáleností oblasti od středu cívky. Směrodatné odchylky však jsou tak velké, že (případná) závislost inhibičního účinku se v nich zcela ztrácí. Takové výsledky jsou tedy



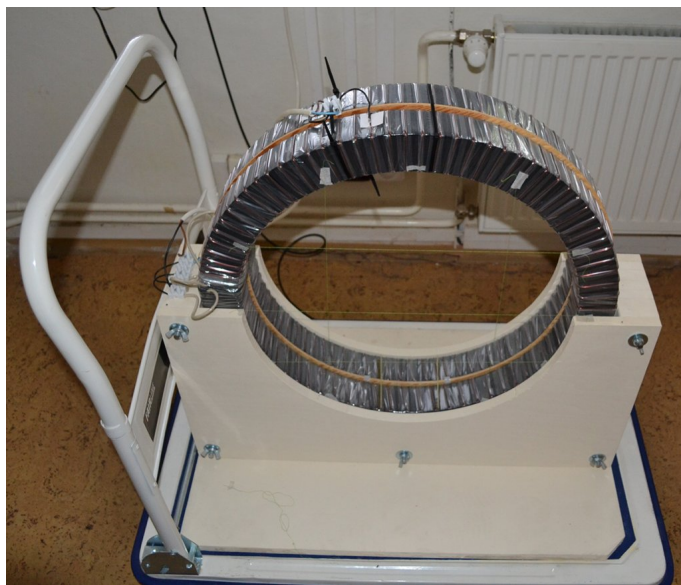
statisticky neprůkazné. Podobně neprůkazné byly bohužel výsledky všech výše jmenovaných variantních řešení.

Protože jedním z možných vysvětlení negativních výsledků byla příliš nízká intenzita vektorového potenciálu, byla analyzována a ověřena celá řada variantních řešení, která měla vést k jeho zesílení. Byly řešeny systémy s několika nezávislými cívkami na jedné ose či čtyřmi cívkami uspořádanými do čtverce. V těchto systémech byl zkoumán účinek různého buzení jednotlivých cívek. Kromě toho byl zkoumán i vliv tvaru průřezu jádra jedné cívky na výslednou intenzitu vektorového potenciálu. Nejvyšší zesílení jeho intenzity bylo nakonec nalezeno u soustavy cívek umístěných na společné ose, kdy všechny cívky byly buzeny současně a soufázově. Tento poznatek byl následně využit při návrhu systému se 600 mm toroidy.

## **5 Analýza polí a ověření účinků soustavy cívek o průměru 600 mm na biologický materiál**

Neprůkaznost experimentálních výsledků na soustavě 102 mm toroidů vedla k otázce, co je příčinou tohoto stavu. Možná vysvětlení byla dvě – buď toroidní cívky očekávané biologické účinky nemají (a v předchozích experimentech byly vyvolány cizími vlivy) nebo byla pole cívek o průměru 102 mm příliš slabá. Pro realizaci dalších biologických experimentů proto byly rozměry toroidních cívek radikálně zvětšeny a změněn byl též materiál jejich jádra, to vše za účelem zvýšení výsledné intenzity vektorového potenciálu. Byla navržena soustava dvou toroidů o průměru 600 mm umístěných na společné ose – při tomto uspořádání a soufázovém buzení se díky principu superpozice pole obou cívek sčítají. Jako materiál jádra byl zvolen magneticky orientovaný, za studena válcovaný křemičitý plech Stalprodukt AN 3. Fotografie soustavy je na Obr. 5.1.

Stejně jako u soustavy v kapitole 4, i zde byly provedeny simulace a experimenty, kdy jednotlivá pole byla potlačena různým elektromagnetickým stíněním. V tomto případě však byl zvolen opačný přístup – do stínění nebyly uzavírány cívky, ale biologické vzorky.



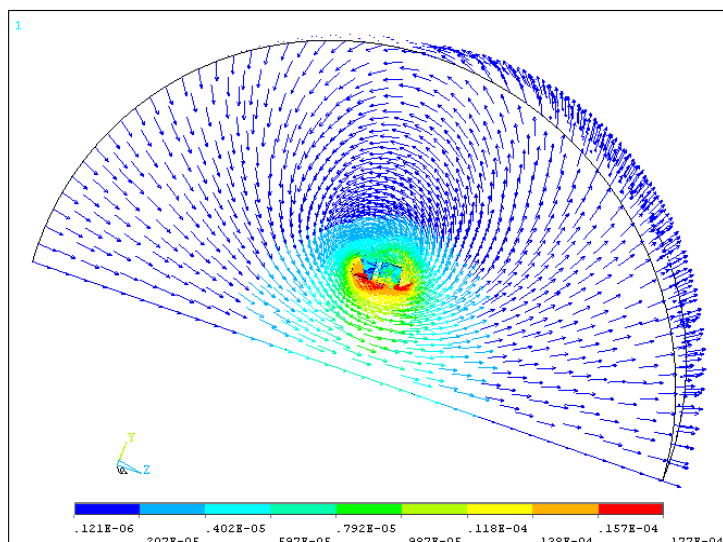
**Obr. 5.1 Realizovaná soustava dvou 600 mm toroidů**

## 5.1 Simulace s reálným průběhem budicího proudu

Tato série simulací byla provedena až po provedení několika ověřovacích experimentů s bakteriemi. Protože bakterie vykazovaly silnou a opakovanou inhibici růstu, bylo nutné zjistit intenzity generovaných polí přesně. Zmíněné pozitivní výsledky byly získány při soufázovém buzení obou cívek. Při těchto podmínkách proto byly změřeny i skutečné průběhy proudů. Zachycené proudové průběhy byly uloženy ve formě CSV souborů, které systém ANSYS umí načíst.

### 5.1.1 Buzení z generátoru H02, proud 50 A

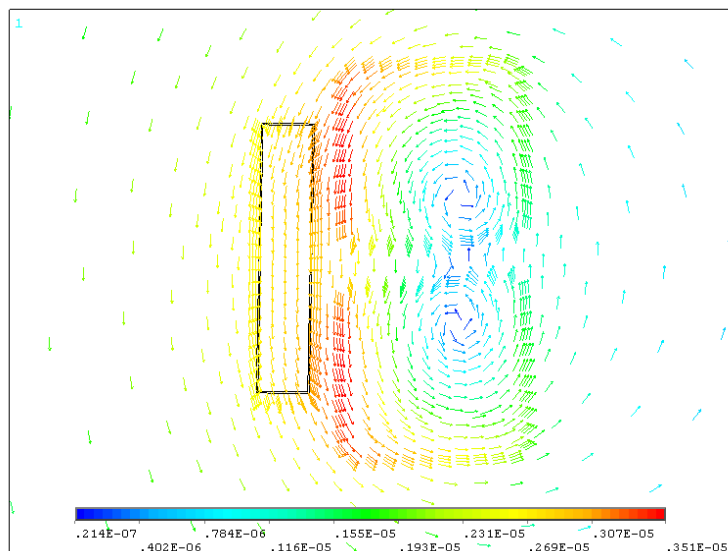
Na Obr. 5.2 je prostorové rozložení magnetického vektorového potenciálu při maximu budicího proudu. V geometrickém středu soustavy bylo dosaženo intenzity vektorového potenciálu  $A = 2,1 \cdot 10^{-2} \text{ Vsm}^{-1}$  a v blízkosti vnitřního okraje jádra to bylo  $A = 6,2 \cdot 10^{-2} \text{ Vsm}^{-1}$ . Soustava dvou 600 mm cívek tedy dosáhla přibližně 100× vyšší intenzity vektorového potenciálu, než systémy založené na 102 mm cívkách.



Obr. 5.2 Vektorový potenciál  $A_v$  soustavy bez jader při proudu  $I = 55 \text{ A}$

### 5.1.2 Buzení z generátoru Lab-A15N s hliníkovým stíněním vzorků

Při biologických experimentech bylo zjištěno, že inhibiční účinek na růst bakterií je mnohem vyšší v případě, kdy jsou vzorky uzavřeny v elektrostatickém stínění. Jako první byl tento výsledek získán s generátorem Lab-A15N, přičemž jako elektrostatické stínění byla použita hliníková fólie o tloušťce 10  $\mu\text{m}$ . Proto bylo účelné provést simulaci polí včetně tohoto stínění. Model v ANSYS byl proto doplněn o dutý hliníkový kvádr o rozměrech, jako měly 96-jamkové desky z Obr. 4.3. Na Obr. 5.3 je detail magnetického vektorového potenciálu uvnitř stínění. Jak je z obrázku patrné, vektorový potenciál uvnitř stínění nebyl hliníkem nijak ovlivněn, což bylo očekáváno. Jeho intenzita uvnitř stínění byla  $A = 2,9 \cdot 10^{-2} \text{ Vsm}^{-1}$ .



Obr. 5.3 Detail vektorového potenciálu  $A_v$  soustavy s hliníkovým stíněním při proudu  $I = 10,8 \text{ A}$

## 5.2 Experimentální ověření účinků polí

Použité bakterie i způsob jejich přípravy zůstal stejný, jako v kapitole 4.3. Pro vyhodnocení účinků polí však byl zvolen jiný postup. 96 jamek bylo rozděleno na dvě desky. Tím vznikla sada 48 aplikačních (byly vkládány do cívek) a 48 kontrolních vzorků. Velikost inhibice růstu aplikačních bakterií byla vyhodnocována porovnáním svítivosti obou sad vzorků. Podobně jako v kapitole 4.3, i se systémem 600 mm toroidů byla provedena celá řada variant experimentů. Pro dosažení vyšší statistické průkaznosti byla každá varianta experimentu (různá buzení, stínění apod.) zopakována 3× až 6×. Konkrétně byly provedeny tyto varianty:

- Buzení generátorem Lab-A15N, vzorky bez stínění (6 měření).
- Buzení generátorem Lab-A15N, stínění hliníkovou fólií (6 měření).
- Kontrolní měření při stínění hliníkovou fólií (3 měření).
- Buzení generátorem H02, stínění hliníkovou fólií (10 měření).
- Buzení generátorem H02, stínění hliníkovou krabičkou (3 měření).
- Buzení generátorem H02, stínění ocelovou krabičkou (3 měření).
- Buzení stejnosměrným proudem 25 A, stínění hliníkovou krabičkou (6 měření).

Průměr naměřené inhibice růstu bakterií všech variant experimentů je uveden v Tab. 5.1. Při některých variantách experimentů bylo dosaženo inhibice růstu bakterií dosahující až 30%, což bylo z biologického hlediska velmi významné. Nicméně aplikační cívky se při některých druzích buzení zahřívaly a toto teplo přecházelo i do vzorků. Během všech experimentů proto byl měřen rozdíl teplot aplikačních i kontrolních vzorků, který je rovněž uveden v Tab. 5.1.

**Tab. 5.1 Souhrn změřených teplot a inhibice všech variant experimentů na 600 mm systému**

Podmínky experimentu	Generátor Lab-A15N, puls 1 ms, perioda 32 ms, bez stínění	Generátor Lab-A15N, puls 1 ms, perioda 32 ms, stínění hliníkovou fólií	Kontrolní měření při stínění hliníkovou fólií, generátor Lab-A15N zapnut ale nespouštěn	Generátor H02, proud 50 A, perioda 32 ms, stínění hliníkovou fólií	Generátor H02, proud 100 A, perioda 8 ms, stínění hliníkovou fólií	Generátor H02, proud 100 A, perioda 2 ms, stínění hliníkovou fólií	Generátor H02, proud 100 A, perioda 2 ms, stínění hliníkovou krabičkou	Generátor H02, proud 100 A, perioda 2 ms, stínění ocelovou krabičkou	Spinaný zdroj Agilent N6705B, stejnosměrný proud 25 A, stínění hliníkovou krabičkou	Lineární zdroj DF-1731SB, stejnosměrný proud 25 A, stínění hliníkovou krabičkou
Počet měření	6	6	3	4	3	3	3	3	3	3
Průměrný inhibiční účinek [%]	0,9	14,7	3,2	3,2	15,3	31,0	29,4	18,9	27,9	23,8
Průměrný rozdíl teplot vzorků [°C]	0,2	1,1	0,1	0,4	1,2	5,4	5,6	4,7	2,2	2,5
Korelace teploty a inhibice [-]	<b>0,83</b>									

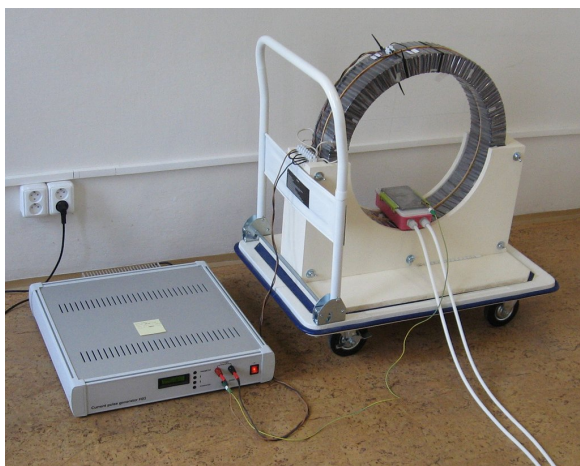
Teplota vzorků přitom mohla mít vliv na získané výsledky. Autor disertace proto provedl korelační analýzu mezi výslednou inhibicí a rozdílem teplot vzorků. Její výsledek je uveden v Tab. 5.1, výsledný korelační faktor měl velikost 0,83. Takový výsledek byl značně znepokojivý – silně totiž naznačoval, že pozorované inhibiční účinky mohly být způsobeny rozdílem teplot aplikačních a kontrolních vzorků a nikoliv magnetickým vektorovým potenciálem  $A$ . Pro dosažení skutečně průkazných výsledků bylo naprosto nezbytné zajistit stejnou teplotu obou vzorků, přičemž rozdíl teplot mezi aplikačními a kontrolními vzorky musel být menší, než 1°C.

### 5.3 Soustava pro vyrovnání teploty vzorků vodním okruhem

Jak již bylo řečeno, ve výše popsaných experimentech se objevoval problém, že aplikační a kontrolní vzorky měly odlišnou teplotu. Prvotní systémy se tento problém snažily řešit umístěním celé experimentální soustavy do termoboxů s nucenou cirkulací vzduchu. Toto řešení se však ukázalo jako málo účinné, protože vzduch nedokázal nežádoucí teplo odvádět dostatečně rychle a mimo to nebylo možné ani zajistit rovnoměrný odvod tepla v celém prostoru experimentální soustavy. V soustavě tak zůstávaly oblasti či součásti se zvýšenou teplotou.

Autor disertační práce proto navrhl teplotu vzorků bakterií vyrovnávat pomocí vodního okruhu, protože voda dokáže odvádět teplo mnohem efektivněji. Aplikační i kontrolní vzorky byly umístěny do dutých krabiček („vodních bloků“), které byly protékány vodou. Oba bloky byly spolu s vhodným čerpadlem zapojeny do jednoho uzavřeného okruhu. Díky své vysoké tepelné kapacitě voda nemůže snadno změnit svoji teplotu, takže teplota obou vodních bloků byla velmi podobná i v případě, že od sebe byly vzdáleny. Fotografie vodního okruhu instalovaného v laboratoři je na Obr. 5.4. Funkce okruhu byla ověřena měřeními teploty vzorků pomocí IR kamery. Rozdíl teplot při žádném měření nepřekročil 0,5°C, přestože toroidní cívky se významně zahřívaly. Bylo tedy možné konstatovat, že vodní okruh skutečně splnil svůj účel a dokázal efektivně vyrovnávat teplotu obou vzorků. Na systému byly provedena tato měření inhibice růstu bakterií:

- Buzení generátorem H02, maximální hodnoty všech parametrů (3 měření).
- Buzení stejnosměrným proudem 25 A (4 měření).



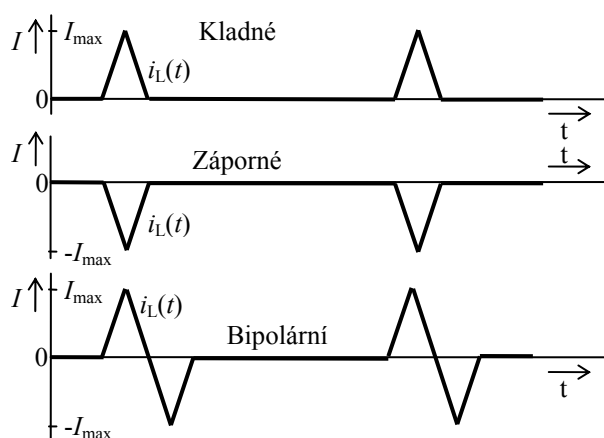
**Obr. 5.4** Uspořádání soustavy vodního vyrovnávání teploty vzorků při experimentech

Při vodním vyrovnávání teploty vzorků a buzení generátorem H02 však byl změřený inhibiční jen 5,6%, tedy přibližně  $6\times$  nižší, než když vyrovnávání nebylo použito (viz Tab. 5.1). Při stejnosměrném buzení byl výsledek podobný, změřená inhibice dosahovala dokonce pouze 2,9%. Mimo to, všechna měření byla statisticky neprůkazná (směrodatné odchylky byly větší, než inhibice). Tyto výsledky tedy ukázaly, že zjištěné inhibice v kapitole 5.2 byly ve skutečnosti falešné výsledky, způsobené ohřevem aplikačních vzorků. Výsledky tedy tudíž pochopitelně nebylo možné použít k potvrzení inhibičního účinku vektorového potenciálu.

I když na použitých bakteriích nebyly žádné inhibiční účinky růstu pozorovány, tento fakt není z hlediska možného dalšího výzkumu nijak zásadní. Bioluminiscenční bakterie *E. coli* byly v této práci použity jednoduše proto, že měření na nich bylo relativně rychlé a levné. Získané výsledky v žádném případě nevyloučily možnost, že na jiných (nejen) biologických materiálech se inhibiční (či jiný) účinek vektorového potenciálu objevit může.

## **6 Proudové pulsní generátory pro buzení induktivních zátěží**

Velikost magnetických veličin k okolí cívek přímo závisí na protékajícím proudu a proto je při biologických experimentech bylo nutné budit proudově. Na trhu nebyly nalezeny žádné proudové zdroje s požadovanými parametry a proto je autor této disertace musel pro potřeby řešení práce navrhnout a realizovat.



Obr. 6.1 Tvary výstupních pulsů v reálné implementaci generátorů

Všechny typy vyvinutých generátorů byly od počátku koncipovány tak, aby na výstupu dodávaly kladné, záporné a bipolární proudové pulsy dle Obr. 6.1. Výzkum byl zaměřen zejména na možnosti realizace generátorů za použití technik používaných ve spínaných zdrojích. Generátory však musely pracovat stabilně bez ohledu na velikost indukčnosti připojené cívky (její velikost se v závislosti na použité soustavě cívek mohla měnit až o tři řády).

## 6.1 Jednakanálový proudový pulsní generátor

Jednalo se o první verzi generátoru, který byl v rámci řešení vytvořen. Uživatel může měnit parametry výstupních proudových pulsů v širokém rozmezí, rozsahy jednotlivých parametrů jsou uvedeny v Tab. 6.1. Generátor též umí automaticky hlídat dobu aplikace (generace pulsů) a automaticky ji ukončit po uplynutí předem nastavené doby. Tato funkce byla doplněna pro omezení lidských chyb při odměřování aplikačního času. Strmost hran pulsů uživatel ovlivnit nemůže; ta závisí na indukčnosti aplikační cívky a velikosti pracovního napětí výkonových obvodů generátoru (bylo použito napájení 60 V stejnosměrných). Při použití soustavy cívek o průměru 600 mm (kapitola 5) byla strmost hran přibližně 2,5 A/ms. Vzhled generátoru je patrný z Obr. 6.2.



Obr. 6.2 První verze generátoru s připojenou aplikační cívkou v ocelovém stínění



**Tab. 6.1** Přehled uživatelem měnitelných parametrů první verze generátoru

Parametr	Symbol	Minimum	Maximum	Krok
Amplituda pulsu	$I_P$ [A]	5	100	5
Délka mezery	$t_D$ [ms]	10	200	1
Doba aplikace	$t_T$ [min]	1	60	1
Tvar pulsu	Kladné, záporné, bipolární			

## 6.2 Vylepšený jednokanálový generátor

Další verze generátoru měla za cíl zejména zvýšit strmost hran generovaných pulsů a odstranit některé nečnosti první verze. Generátor má následující vylepšení:

- Výstupní proudové pulsy mají při stejné aplikační cívce 10x vyšší strmost, než předchozí verze. Toho bylo dosaženo 10-násobným zvýšením napájecího stejnosměrného napětí tranzistorového mostu.
- Generátor má zabudovanou zpětnou vazbu, která měří a průběžně upravuje výšku generovaných pulsů. U první verze generátoru docházelo k tomu, že řídicí obvody nestihly včas vypnout IGBT tranzistory, takže skutečná výška proudových pulsů byla vyšší než požadovaná. Do nové verze generátoru proto byl zabudován špičkový detektor, který měří skutečnou výšku a mikroprocesor v případě potřeby adekvátně snižuje hodnotu napětí  $U_P$ . Tím je překročení proudu eliminováno.

Rozsah nastavení parametrů výstupních pulsů je stejný, jako v Tab. 6.1. Čelní pohled na realizovaný přístroj je na Obr. 6.3.



**Obr. 6.3** Čelní pohled na vylepšený generátor včetně krytu

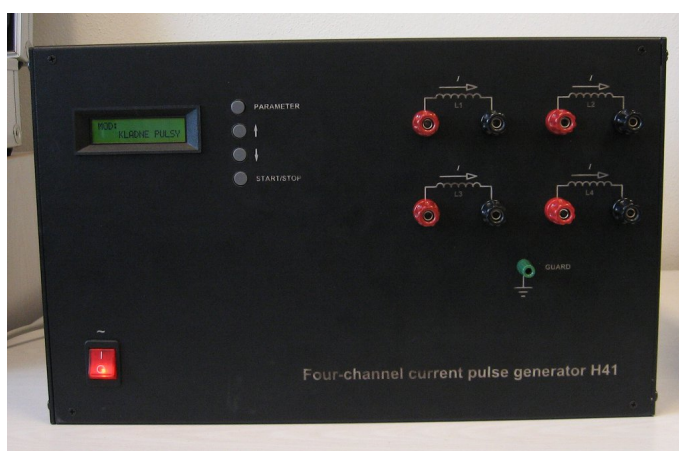
## 6.3 Čtyřkanálový generátor

Pro realizaci některých experimentů s větším počtem cívek bylo zapotřebí navrhnout a sestavit generátor s několika nezávislými výstupy. Tuto potřebu splnil čtyřkanálový generátor. Výkonová část generátoru byla řešena velmi podobně jako u generátoru z kapitoly 6.2, takže i parametry jeho výstupních proudových pulsů byly stejné. Tentokrát však obsahoval čtyři nezávislé mosty z IGBT tranzistorů, jeden most pro každý kanál. Kanály pracují synchronně a uživatel má možnost nastavit jejich vzájemné časové zpoždění. Čtyřkanálový generátor byl též vybaven špičkovým detektorem a softwarovou zpětnou vazbou v

mikroprocesoru, které zabráňují vzniku nadproudových špiček. Fotografie realizovaného přístroje je na Obr. 6.4, seznam uživatelem měnitelných parametrů je pak v Tab. 6.2.

**Tab. 6.2** Uživatelem měnitelné parametry v menu čtyřkanálového generátoru

Parametr	Symbol	Minimum	Maximum	Krok
Amplituda pulsů	$I_P$ [A]	5	100	5
Časový posuv kanálů	$t_S$ [ $\mu$ s]	0	999	1
Mezera mezi pulsy	$t_D$ [ms]	1	200	1
Doba aplikace	$t_T$ [min]	1	240	1
Tvar pulsu	Kladné, záporné, bipolární, kombinace			



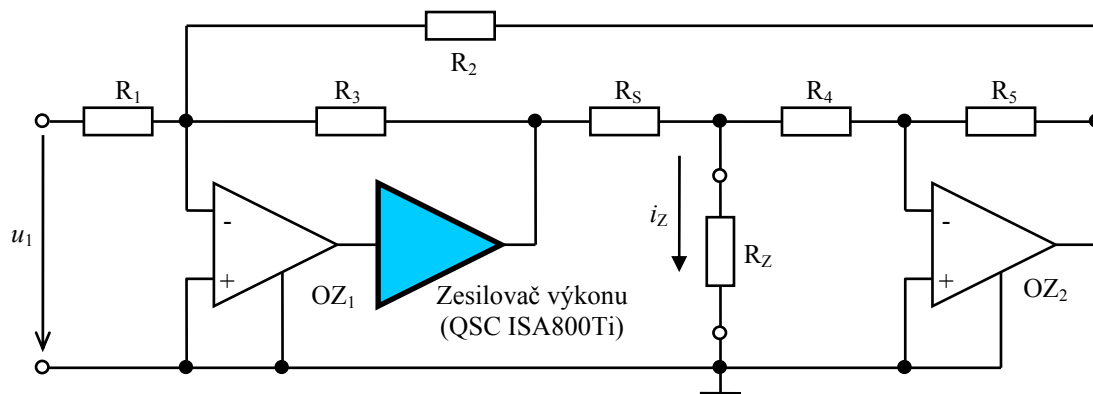
**Obr. 6.4** Pohled na čelní panel čtyřkanálového generátoru

## 6.4 Číslicově řízený zdroj proudu $\pm 5$ A

Tento generátor měl vyplnit hned dvě mezery v parametrech, které měly výše uvedené generátory. Chyběl totiž přístroj, který by schopen pokrýt rozsah v řádu jednotek ampérů. Dále, všechny předchozí generátory produkovaly pouze úzké jehlové proudové impulsy (viz Obr. 6.1) a tedy chyběl přístroj, který by uměl realizovat libovolné průběhy výstupního proudu. Tento typ generátoru byl proto postaven na zpětnovazebním zdroji proudu řízeného napětím (ZPRŇ). Schéma použitého ZPRŇ s operačními zesilovači je na Obr. 6.5 [22].

Operační zesilovače pochopitelně nedokáží dodat do zátěže proud v řádu jednotek ampérů. Proto musel být do přímé větve zpětnovazební smyčky  $OZ_1$  zařazen výkonový zesilovač (v Obr. 6.5 naznačen barevně), který posílil jeho proudové schopnosti na dostatečnou úroveň. Na místě výkonového zesilovače byl použit komerčně dostupný audio zesilovač QSC ISA800Ti. Toto poněkud neortodoxní řešení bylo zvoleno pro významné zjednodušení realizace – zesilovač v sobě obsahoval dostatečně výkonný koncový stupeň včetně zdroje a výrobce pochopitelně již vyřešil jeho stabilitu, takže jej bylo možné ihned použít bez potřeby zdlouhavého vývoje. Celkové provedení tohoto generátoru a jeho celkové provedení je zřejmé z fotografie na Obr. 6.6.





Obr. 6.5 Zdroj proudu řízený napětím s OZ



Obr. 6.6 Celkový pohled na generátor ZS1

## 6.5 Původní principy použité ve vyvinutých generátorech proudu

Jak již bylo řečeno, podobné proudové pulsní generátory nebyly na trhu komerčně k dispozici a bez jejich vývoje by nebylo možné teoretické poznatky ověřit biologickými experimenty. Některé části vyvinutých generátorů mají původní koncepci. V případě spínaných generátorů (kapitoly 6.1 až 6.3) byl použit spínaný režim s mostem z IGBT tranzistorů, ale způsob jeho řízení byl nově koncipován tak, aby zdroj dodával trojúhelníkové proudové pulsy. Výhodou tohoto řešení byla především jednoduchost a velmi nízké přepínací ztráty v tranzistorech, protože při každém pulsu dochází pouze k jednomu či dvěma spínacím cyklům. Dalším netradičním řešením v pulsních generátorech bylo použití špičkového detektoru a softwarové zpětné vazby pro eliminaci proudových překmitů, způsobených pomalou reakcí použitých spínacích prvků.

V případě zdroje proudu řízeného napětím (kapitola 6.4) byla sice použita známá topologie, nicméně pro realizaci byl použit nekonvenční přístup, kdy jako výkonový člen posloužil komerčně dostupný audio zesilovač. Díky němu bylo možné ZPRN realizovat rychle, efektivně a bez zbytečného řešení problematiky konstrukce výkonového stupně. Audio zesilovače jsou navíc levné a velmi snadno

dostupné v širokém rozmezí výstupních výkonů, takže za použití tohoto přístupu je možné realizovat proudové zdroje dle aktuálních požadavků.

## 7 Závěr

Tato disertační práce měla za úkol prozkoumat hypotézu, že pole magnetického vektorového potenciálu  $A$  by naopak mohlo mít účinek na biologické materiály. Při rešerši problematiky bylo nalezeno hned několik na sobě nezávislých publikací, které tuto hypotézu podporovaly [8] [9] [10]. Přestože klasický elektromagnetismus považuje magnetický vektorový potenciál pouze za pomocnou veličinu (která ve skutečnosti neexistuje), během dalšího studia literatury bylo zjištěno, že vektorový potenciál se hmotou skutečně interaguje na kvantové úrovni [14] [15]. Tato interakce byla v minulosti prokázána pomocí tzv. Aharonov-Bohm experimentu [16] [19]. Přestože dříve publikované experimenty skutečně naznačovaly, že vektorový potenciál zpomaluje (inhibuje) růst biologických materiálů, u všech prezentovaných výsledků se vyskytovaly určité nedostatky či nejasnosti, které připouštěly i jiná vysvětlení pozorovaných účinků. Mezi nejvýznamnější patřilo zejména pronikání nežádoucích polí a tepla do biologických vzorků. Záměrem této disertační práce proto bylo provést výzkum a návrh takových experimentálních systémů, které by většinu nedostatků předchozích experimentů odstranily. Stejně jako v předchozích publikacích, i autor této práce pro generování vektorového potenciálu použil toroidní cívky. Ty totiž díky tvaru vinutí uzavírají magnetickou indukci do svého jádra, takže vně jádra se nachází jen elektrické pole a pole vektorového potenciálu.

Jedním z hlavních úkolů práce bylo získat samostatné pole magnetického vektorového potenciálu  $A$ , bez nežádoucí přítomnosti magnetické indukce  $B$  nebo elektrického pole  $E$ . Autor práce k tomuto účelu navrhl metodu, která nežádoucí pole potlačila pomocí elektromagnetických stínění z mědi a oceli (kapitola 4.1). Metodu použil na toroidních cívkách o průměru 102 mm, kdy cívky byly vkládány dovnitř těchto stínění. Vektorový potenciál takto vzniklých systémů byl vypočten analyticky i pomocí konečnoprvkových simulací v ANSYS (kapitola 4.2). V systému byla dosažena intenzita vektorového potenciálu v řádu  $10^{-4} \text{ Vsm}^{-1}$ . Biologické účinky vektorového potenciálu generovaného systémy s toroidními cívkami o průměru 102 mm byly zkoumány na geneticky upravených bioluminiscenčních bakteriích *E. coli* (kapitola 4.3). Ve spolupráci s pracovníky Ústavu experimentální biologie Masarykovy univerzity byly s bakteriemi provedeny téměř dvě desítky experimentů s různými kombinacemi jader cívek, stínění, úrovní proudů a kmitočtů buzení, ale v žádném z nich se neobjevil předpokládaný inhibiční účinek růstu. Následně byl stanoven předpoklad, že hlavní příčinou negativních výsledků byla velká vzdálenost vzorků od cívek, takže intenzita vektorového potenciálu nebyla dostatečná pro vyvolání inhibičních účinků. Pro jeho zvýšení byl navržen systém se dvěma souřadově buzenými toroidními cívkami o průměru 600 mm (kapitola 5). I u systému cívek o průměru 600 mm byly provedeny podrobné analýzy generovaných polí (kapitola 5.1). Díky jejich rozměrům a použitému materiálu jader u něj bylo dosaženo intenzit vektorového potenciálu v řádu  $10^{-2} \text{ Vsm}^{-1}$ . I zde byla při experimentech použita elektromagnetická stínění, tentokrát však do něj nebyly umísťovány cívky, ale biologické vzorky. Pro ověření inhibičních účinků byly použity stejné bioluminiscenční bakterie, ale metodika vyhodnocení byla vylepšena tak, aby vyloučila vliv přípravy bakterií v různé dny.

První experimenty na 600 mm systému byly prováděny bez vyrovnávání teploty vzorků bakterií – vzhledem k velkým rozměrům se cívky dobře chladily proto se předpokládalo, že jejich teplo nebude mít na výsledky významný vliv. Při tomto uspořádání bylo provedeno celkem 37 experimentů s různými generátory, s různými průběhy budících proudů a druhy elektromagnetických stínění (kapitola 5.2). Většina experimentů vykazovala statisticky průkaznou inhibici růstu a proto se zdálo, že mohou podpořit hypotézu o inhibičním působení magnetického vektorového potenciálu na bioluminiscenční bakterie. Předpoklad o nízkém vlivu teploty cívek (resp. vzorků) se však následně ukázal jako vysoce sporný. Přestože rozdíly

teplot mezi aplikačními a kontrolními vzorky byly jen v řádu jednotek stupňů Celsia, hlubší analýza naměřených výsledků ukázala, že tyto teplotní rozdíly měření zcela znehodnotily. Autor disertace proto navrhl aktivní vyrovnávání teploty obou vzorků za pomoci uzavřeného vodního okruhu (kapitola 5.3). Díky němu byly odchylky teploty mezi aplikačními a kontrolními vzorky ve všech případech menší, než 0,5°C. Při vyrovnávání teploty vzorků se však objevila jen velmi nízká inhibice růstu, která navíc přestala být statisticky průkazná.

Nedílnou součástí výzkumu a návrhu aplikačních systémů byly i proudové zdroje pro buzení cívek. Během řešení byly navrženy a realizovány celkem čtyři různé proudové generátory pro buzení cívek, kterým byla věnována kapitola 6. První tři generátory (kapitoly 6.1 až 6.3) využívaly spínaných technik, díky čemuž dosáhly výstupních proudů až do velikosti  $\pm 100$  A. Čtvrtý generátor (kapitola 6.4) využívá zdroje proudu řízeného napětím, díky čemuž může dodávat proudové pulsy libovolných tvarů. V generátorech byla použita některá nová řešení, které autor disertace prezentoval v [30], [34] a [35].

Závěrem práce sice bylo zjištění, že inhibiční účinek magnetického vektorového potenciálu na růst bakterií *E. coli* se nepodařilo jednoznačně prokázat, nicméně to ani nebylo hlavní náplní této práce. Hlavní náplní práce bylo navrhnout systémy pro generování vektorového potenciálu bez přítomnosti jiných nežádoucích polí (a jiných vedlejších vlivů) a provést jejich komplexní analýzu. V práci byly navrženy dva takové systémy, jeden založený na toroidních cívkách o průměru 102 mm a druhý na cívkách o průměru 600 mm. V obou systémech byly odstraněny dva základní nedostatky, které mohly znehodnocovat výsledky biologických experimentů – nežádoucí pole a ztrátové teplo z cívek. V souladu s cíli práce byly oba systémy při experimentech buzeny proudovými signály v širokém rozmezí frekvencí, a to od stejnosměrných (tj. 0 Hz) až do 1000 Hz. Lze tedy konstatovat, že cíle disertační práce byly naplněny.

Daná problematika nebyla v této práci ani zdaleka vyčerpána. Během řešení byla nalezena celá řada nevyřešených problémů a možných cest dalšího výzkumu. Při studiu problematiky bylo zjištěno, že vektorový potenciál by mohl mít zvláště významný vliv na (anorganické) chemické reakce, které probíhají prostřednictvím kvantového tunelování valenčních elektronů či celých atomů [20]. V literatuře však žádný teoretický popis ani experimentální ověření možných účinků magnetického vektorového potenciálu na takové reakce nebyly nalezeny. Tím se tedy otvírá celé nové pole pro možný budoucí výzkum, jehož výhodou by navíc bylo to, že anorganické chemické reakce lze výrazně snadněji modelovat a měřit, než živé biologické materiály. Podobně neprobádanou oblastí je i účinek vektorového potenciálu na funkci enzymů, které organizmy používají k urychlení některých chemických reakcí a které též ke své činnosti často využívají kvantového tunelování. Další nezodpovězenou otázkou je, zda může mít vliv orientace bakterií vůči siločárám pole vektorového potenciálu. Teoreticky je možné, že účinek pole se projeví pouze na bakteriích, které jsou orientovány „vhodným“ směrem. Při experimentech v této práci byly použité bakterie *E. coli* v mikrotitračních jamkách orientovány zcela náhodně, takže výsledná velikost účinku mohla díky tomu být jen velmi malá. Nelze proto vyloučit, že jiné bakterie či biologické materiály by na vektorový potenciál mohly reagovat výrazně.

## 8 Literatura

### Seznam použité literatury

- [1] PAGEL, W. *Paracelsus: an introduction to philosophical medicine in the era of the Renaissance*. 2nd, rev. ed. New York: Karger, 1982, 399 s. ISBN 380553518X.
- [2] BARNES, F.S., GREENEBAUM, B. *Handbook of biological effects of electromagnetic fields*. 3rd ed. Boca Raton: Taylor, 2007, 439 s. ISBN 0849395380.

- [3] HABASH, R.W. *Bioeffects and therapeutic applications of electromagnetic energy*. Boca Raton: CRC Press, 2008, 378 p. ISBN 1420062840.
- [4] ROSCH, P.J., MARKOV, M.S. *Bioelectromagnetic medicine*. New York: Marcel Dekker, 2004, 851 p. ISBN 0824747003.
- [5] JERABEK, J., PAWLUK, W. *Magnetic therapy in eastern Europe: a review of 30 years of research*. 3rd ed. Rancocas, N.J., 1998. ISBN 0966422708.
- [6] HYRŠL, P., BUCHTÍKOVÁ, S., VOJTEK, L., PALKO, L., RAMPL, I. Bioluminiscenční bakterie jako citlivý prostředek pro měření vlivu pole impulsního vektorového magnetického potenciálu a impulsního magnetického pole. Sborník konference „33. dnů lékařské biofyziky“, Mikulov, 2010. ISBN 9788073999629.
- [7] HO, M.W., POPP, F.A., WARNKE, U. *Bioelectrodynamics and biocommunication*. River Edge, NJ: World Scientific, c1994, 436 s. ISBN 9810216653.
- [8] ANOSOV, V.N., TRUKHAN, E.M. A New Approach to the Problem of Weak Magnetic Fields: An Effect on Living Objects. *Biochemistry and Biophysics*, Vol. 392, 2003, pp. 274–278. Anglický překlad ruského originálu zveřejněného v *Doklady Akademii Nauk*, Vol. 392, No. 5, 2003, pp. 689–693.
- [9] TRUKHAN, E.M., ANOSOV, V.N. Vector potential as a channel of informational effect on living objects. *Biofizika*, Vol. 52, 2007, pp. 376–381.
- [10] ANOSOV, V.N. et al. Effect of vector potential variations on monocyte/macrophage system parameters in mice in laboratory conditions. *Biofizika*, Vol. 53, 2008, pp. 378–383.
- [11] DĚDEK, L., DĚDKOVÁ, J. *Elektromagnetismus*. Skriptum VUT v Brně. Nakladatelství Vutium, Brno, 2000. ISBN 8021415487.
- [12] FEYNMAN, R.P., LEIGHTON, R.B., SANDS, M. *Feynmanovy přednášky z fyziky s řešenými příklady*, 2. díl. Fragment, Havlíčkův Brod, 2006. ISBN 8072004204.
- [13] TANNOUDJI, C.C. *Quantum Mechanics*, 2-Volume Set edition. Wiley-Interscience, 2006. ISBN 0471569526.
- [14] EHRENBERG, W., SIDAY, R.E. The Refractive Index in Electron Optics and the Principles of Dynamics. *Proceedings of the Physical Society*, No. 62, 1949, pp 8–21.
- [15] AHARONOV, Y., BOHM, D. Significance of electromagnetic potentials in quantum theory. *Physical Review Letters*, Vol. 115, No. 3, 1959, pp. 485–491.
- [16] CHAMBERS, R.G. Shift of an electron interference pattern by enclosed magnetic flux. *Physical Review Letters*, Vol. 5, No. 1, 1960, pp. 3–8.
- [17] BOCCHIERI, P., LOINGER, A. *Nuovo Cimento*, 1978, A 47, pp 475.
- [18] ROY, S.M. *Physical Review Letters*, 1980, Vol. 44, No. 111.
- [19] TONOMURA, A., OSAKABE, N., MATSUDA, T., KAWASAKI, T., ENDO, J. Evidence for Aharonov-Bohm effect with magnetic field completely shielded from electron wave. *Phys. Rev. Lett.*, 1986, Vol. 56, No. 8.
- [20] KHAIRUTDINOV, R.F., ZAMARAEV, K.I., ZHADANOV, V.P. *Electron Tunneling in Chemistry*. Elsevier, 1989. ISBN 0444873643.
- [21] ATOSUO, J., LILIUS, E.M. Escherichia coli / K12 (luxABCDEamp) a tool for analysis of bacterial killing by complement and myeloperoxidase activities on a real-time basis. *Eur. J. Immunol. Suppl.* 1/09 (PA06/6), S 637.
- [22] GRAEME, J.G., TOBEY, G.E., HUELSMAN, L.P. *Operational Amplifiers, Design and Applications*. McGraw-Hill Book Company, New York, 1971. ISBN 070649170.

## **Vlastní publikace autora**

- [23] HANÁK, P. Použití tranzistoru LDMOS MRF9210 v nestandardním kmitočtovém pásmu. *Elektrorevue - Internetový časopis* (<http://www.elektrorevue.cz>), 2005, roč. 2005, č. 37, s. 1–20. ISSN: 1213-1539.
- [24] HANÁK, P. Application of modern peripheral devices in microcontrollers for current sources control. In *RTT 2005 Proceedings, 6th International Conference*. Ostrava: VSB - Technical University of Ostrava, 2005. s. 1–6. ISBN 8024808978.

- [25] HANAK, P., VRBA, K., KOTON, J. Method of Magnetic Field Generation for Use in Dermal Magnetotherapy. In Proceedings of ICONS06 International Conference on Circuits and Systems. Los Alamitos, USA: IEEE Computer Society, Conference Publishing Services, 2006. s.1-5. ISBN 0769525520.
- [26] KOTON, J., VRBA, K., HANAK, P. Frequency Filter with Current Conveyors for Signal Processing of Data-Buses Working in the Current-mode. In IEEE Computer Society. Los Alamitos, USA: Conference Publishing Services, 2006. s. 1-4. ISBN: 0769525709.
- [27] HANAK, P., VRBA, K. An experimental device with flexible applicator suitable for dermal magnetic therapy. In Proceedings of International Conference on Signals and Electronic Systems, vol. 2. Technical University of Lodz: CMYK Studio Poligrafii i Reklamy, 2006. s. 662-665. ISBN 8392117255.
- [28] HANÁK, P., KUBÁNEK, D. *Laboratorní cvičení z Analogové techniky*. Kód TKO 07-065. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2007. s. 1-47.
- [29] SYSEL, P., HANAK, P. Embedded Asterisk PBX with Analogue Telephone Support. In Proceedings of the 31st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP'08). Parádördö, Hungary: Budapest University of Technology and Economics, 2008. s. 132-134. ISBN 9789630654876.
- [30] HANAK, P., VRBA, K., KOHOUTEK, M. Single-Output, High-Amperage Digitally Controlled Current Pulse Generator for Magnetic Therapy. In Proceedings of 31th Telecommunications and Signal Processing conference. Budapest: Asszisztencia Szervezo Kft., 2008. s. 1-4. ISBN 9789630654876.
- [31] HANAK, P., SYSEL, P., VRBA, K. Verification of Modular Design of VoIP PBX with Analogue Telephone Lines. In Proceedings of the 32nd International Conference on Telecommunications and Signal Processing - TSP' 2009. Budapest: Asszisztencia Szervezo Kft., 2009. s. 1-4. ISBN 9789630677165.
- [32] HANAK, P., BACHOREC, T., VRBA, K. Transient Simulation of Large Toroidal Coils for Use in High-Amperage Magnetic Therapy. In Proceedings of the 32nd International Conference on Telecommunications and Signal Processing - TSP' 2009. Budapest: Asszisztencia Szervezo Kft., 2009. s. 1-5. ISBN: 9789630677165.
- [33] HANÁK, P., KUBÁNEK, D. Jednoduché testery 8-bitových A/D a D/A převodníků pro laboratorní výuku. In International WORKSHOP RTT 2009, Research in Telecommunication Technology. Praha, Česká republika: České vysoké učení technické v Praze, 2009. s. 1-4. ISBN 9788001044117.
- [34] HANAK, P., VRBA, K., SMIRG, O. Ampere-Range Linear Voltage Controlled Current Source and Generator ZS1. In The 33rd International Conference on Telecommunications and Signal Processing. 1. Szent Ustvan krt. 7, Budapest: Asszisztencia Szervezo Kft., 2010. s. 18-22. ISBN 9789638898104.
- [35] HANAK, P., VRBA, K. High-Voltage and High-Amperage Current Pulse Generator for Experimental Magnetic Therapy. In Advances in Communications, Computers, Systems, Circuits and Devices. 1. Puerto de la Cruz: NAUN & IEEEAM Press, 2010. s. 311-315. ISBN 9789604742509.

## **Registrované prototypy a funkční vzorky autora**

- [36] HANÁK, P., KOHOUTEK, M., KOULA, I., VRBA, K. MG-3; Prototyp léčebného zařízení MG-3 s pružným aplikátorem využívající planární cívky pro kožní magnetoterapii. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [37] HANÁK, P., KOHOUTEK, M., VRBA, K. LMG-4; Prototyp léčebného zařízení LMG-4 pro kombinovanou magnetickou a optickou terapii. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [38] HANÁK, P., VRBA, K., KOHOUTEK, M. GP- P1; Prototyp zařízení GP-P1 pro léčbu kožního onemocnění Adipositas oedematosus. Prototyp je uložen ve firmě ENJOY s.r.o., Brno.. (prototyp)
- [39] HANÁK, P., VRBA, K. H01; Jednovýstupový výkonový číslicově řízený zdroj proudových pulsů pro inhibici růstu nádorových buněk. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [40] HANÁK, P., ŠMIRG, O., SYSEL, P., KOUTNÝ, M., KRAJSA, O., VRBA, K. Tester Si M01; Tester účastnických submoduleů založených na obvodech Si32xx. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)

- [41] HANÁK, P., ŠMIRG, O., NOVOTNÝ, V., VRBA, K. Tester IP V01; Tester IP ústředěn s podporou analogových telefonních linek. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [42] HANÁK, P., SYSEL, P., SMÉKAL, Z., MOLNÁR, K., NOVOTNÝ, V., VRBA, K. Ústředna I-TEL; Modulární IP ústředna I-TEL s podporou analogových telefonních linek. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 612 00 Brno. (prototyp)
- [43] HANÁK, P., VRBA, K., NOVOTNÝ, V., MOLNÁR, K., SYSEL, P.; KRAJSA, O., KOUTNÝ, M. IP komplet DK1; Aplikační sestava 180-linkové modulární IP ústředny. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [44] HANÁK, P., VRBA, K. Zdroj ZS1; Programovatelný výkonový lineární zdroj proudu pro indukční zátěže ZS1. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [45] HANÁK, P., VRBA, K. H02; Vysokonapěťový proudový pulsní generátor H02. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (prototyp)
- [46] HANÁK, P., VRBA, K. H41; Čtyřkanálový synchronní generátor proudových pulsů H41. Prototyp je uložen na pracovišti: Ústav telekomunikací, FEKT VUTBR, Purkyňova 118, 61200 Brno. (funkční vzorek)

## 9 Curriculum Vitae

### Osobní informace

Jméno	Ing. Pavel Hanák
Narozen	14.5.1980
E-mail	hanakp@feec.vutbr.cz
Telefon	(+420) 5 4114 9252
Jazykové znalosti	Angličtina

### Vzdělání

2004 – 2011	Postgraduální studium oboru Teleinformatika v programu Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií Vysokého učení technického v Brně.
1999 – 2004	Magisterské studium v oboru Elektrotechnika a sdělovací technika na Fakultě elektrotechniky a informatiky Vysokého učení technického v Brně.
1995 – 1999	Integrovaná střední škola Purkyňova 97, Brno, obor Provozní elektrotechnika.

### Praxe

2010 – dosud	Vedoucí Laboratoře prototypového vývoje v Centru senzorických, informačních a komunikačních systémů (SIX).
2008 – dosud	Odborný asistent Ústavu telekomunikací, FEKT VUT v Brně (plný úvazek).
2004 – 2008	Asistent Ústavu telekomunikací, FEKT VUT v Brně (částečný úvazek).

### Účast na řešení projektů

2010 – 2013	Centrum senzorických, informačních a komunikačních systémů (SIX). Operační program Věda a výzkum pro inovace, reg.č. CZ.1.05/2.1.00/03.0072.
2011	Inovace Diplomních seminářů a Laboratoře diplomových projektů. MŠMT FRVŠ reg.č. 1844/F1a/2011.
2011	Inovace přístrojové techniky laboratoře Analogové techniky. MŠMT FRVŠ reg.č.

	2329/A/2011.
2011 – 2012	Vícenásobně využitelný systém číslicového zpracování multimediálních signálů. MPO reg.č. FR-TII/495.
2010	Inovace a rozšíření vybavení v Laboratoři bakalářských projektů. MŠMT FRVŠ reg.č. 1964/F1a/2010.
2008 – 2011	Výzkum vlivu kombinace látek pro cílenou imunoterapii a inhibičního působení pole impulsního vektorového magnetického potenciálu na nádorová onemocnění. MŠMT reg.č. 2B08063.
2010	Výzkum komunikačních systémů a sítí. Interní projekt VUT v Brně, reg.č. FEKT-S-10-16.
2009	Modernizace výukového vybavení pro praktickou část předmětu Konstrukce elektronických zařízení. MŠMT FRVŠ reg.č. 1227/F1a/2009.
2008 – 2010	Výzkum a vývoj internetové telefonní ústředny. MPO reg.č. FT-TA3/011.
2007	Inovace výuky předmětu Vzájemný převod analogových a digitálních signálů. MŠMT FRVŠ reg.č. 1860/G1/2007.
2005 – 2011	Elektronické komunikační systémy a technologie nových generací (ELKOM). Výzkumný záměr MŠMT reg.č. MSM0021630513.
2004 – 2007	Výzkum účinků číslicově řízeného impulsního magneticko-laserového pole a příprava vývoje nového typu léčebného přístroje. MPO reg.č. FT-TA/007.

## ***Pedagogické aktivity***

- Hlavní autor laboratorních skript pro předmět Analogová technika.
- Spoluautor přednáškových skript pro předmět Vzájemný převod analogových a digitálních signálů.
- V současnosti se podílí na výuce předmětů Analogová technika, Konstrukce elektronických zařízení a Vzájemný převod analogových a digitálních signálů. V minulosti se též podílel na výuce předmětu Vysokorychlostní komunikační systémy.
- Úspěšné vedení celkem 15 bakalářských a diplomových prací.

## ***Ocenění***

- Cena děkana za diplomovou práci.
- První místo v celostátní soutěži Československé sekce IEEE v oblasti vysokofrekvenční a mikrovlnné techniky v roce 2004.
- Třetí místo v sekci Elektronika v soutěži studentské tvůrčí činnosti Student EEICT 2004.

## ***Další výsledky v číslech***

Počet příspěvků na vědeckých konferencích	10
Počet příspěvků v odborných časopisech a workshopech	2
Počet registrovaných prototypů a funkčních vzorků	11
Počet vyžádaných recenzí pro vědecké časopisy a konference	4
Počet vyžádaných posudků výzkumných a jiných projektů	7

## Abstrakt

Disertační práce se zabývá výzkumem, návrhem, realizací a testováním systémů pro aplikaci magnetického vektorového potenciálu na biologické materiály. Hlavním úkolem bylo analyzovat a navrhnout takové systémy, které by vektorový potenciál generovaly bez jiných nežádoucích polí, případně intenzitu vektorového potenciálu zesílily. Navržené systémy mimo to musely odstranit i jiné cizí vlivy na biologické vzorky, zejména vliv ztrátového tepla cívek. Pro generování vektorového potenciálu byly použity toroidní cívky, které díky svému tvaru uzavírají nežádoucí magnetickou indukci ve svém jádře. K buzení cívek byly navrženy a sestaveny celkem čtyři proudové pulsní generátory, schopné poskytnout proudy až do 100 A. Generovaná pole systémů byla komplexně analyzována pomocí konečnoprvkových simulací v ANSYS. Pro usnadnění návrhu byly mimo to odvozeny původní analytické vztahy pro výpočet intenzity vektorového potenciálu v libovolném bodě v okolí toroidních cívek. Pro potlačení nežádoucích polí cívek byla navržena metoda, která využívala elektromagnetická stínění ze dvou různých materiálů. Pro vyloučení vlivu tepla u systémů se 102 mm toroidy bylo použito chlazení vzduchem, u systému se 600 mm toroidy bylo navrženo a realizováno vyrovnávání teploty biologických vzorků uzavřeným vodním okruhem. Biologické účinky vektorového potenciálu obou soustav byly testovány na geneticky upravených bioluminiscenčních bakteriích *Escherichia coli K12 luxABCDEamp*. Práce vznikla v návaznosti na řešení projektu MŠMT 2B08063 „Výzkum vlivu kombinace látek pro cílenou imunoterapii a inhibičního působení pole impulsního vektorového magnetického potenciálu na nádorová onemocnění“.